

Aus der Klinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. med. Dieter Kohn

Biomechanische Untersuchung verschiedener Techniken der Tenodese der langen Sehne des M. biceps brachii

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2007**

Vorgelegt von: Judith Eckert
geb. am 11. März 1982 in Saarbrücken

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung/Abstract	6
2. Einleitung und Zielsetzung der Studie	12
3. Material und Methode	18
3.1. Material	18
3.1.1. Knochen	18
3.1.2. Sehne	19
3.2. Methode	20
3.2.1. Präparation	20
3.2.2. Durchführung der Operationsmethoden	20
3.2.2.1. Offene Operationsverfahren	21
3.2.2.1.1. Transossäre Naht nach Post	21
3.2.2.1.2. Schlüssellochverfahren	22
3.2.2.2. Minimalinvasive / Arthroskopische Operationsverfahren . .	23
3.2.2.2.1. Nahtanker	23
3.2.2.2.2. Interferenzschraube	26
3.2.2.2.3. Unterlegscheibe	26
3.2.3. Materialprüfmaschine	28
3.2.4. Videoextensometer	29
3.3. Durchführung der Materialprüfung	30
3.3.1. Zyklische Versuche	31
3.3.1.1. Gestaltung der Versuche	31
3.3.1.2. Einstellparameter	32

3.3.1.3.	Ergebnisparameter: Dislokation	32
3.3.1.4.	Statistische Auswertung	34
3.3.2.	Maximalversuche	34
3.3.2.1.	Gestaltung der Versuche	34
3.3.2.2.	Einstellparameter	35
3.3.2.3.	Ergebnisparameter: Maximalkraft und maximale Dislokation	35
3.3.2.4.	Statistische Auswertung	35
3.3.3.	Versagensmodus	36
4.	Ergebnisse	37
4.1.	Zyklische Versuche	37
4.1.1.	Dislokation der Sehne	37
4.1.2.	Versagen während zyklischer Belastung	38
4.2.	Maximalversuche	39
4.2.1.	Maximale Kraft	39
4.2.2.	Maximale Dislokation	41
4.2.3.	Fazit aus den Maximalversuchen	44
4.3.	Versagensmodus	45
4.3.1.	Versagen der Sehne	45
4.3.1.1.	Schlüsselloch	45
4.3.1.2.	Unterlegscheibe	46
4.3.2.	Versagen des Fixationsmaterials	46
4.3.2.1.	Post	46
4.3.2.2.	Nahtanker	46
4.3.2.3.	Interferenzschraube	46
5.	Diskussion	48
6.	Schlussfolgerungen	61

7. Literaturverzeichnis	63
8. Autoren- / Mitautorenschaft	71
9. Perthes-Preis 2006	73
10. Dank	74
11. Lebenslauf	76
A. Zyklische Belastung	78
A.1. Tabelle	78
A.2. Graphen	87

Abbildungsverzeichnis

2.1. Muskeln des Oberarms	13
2.2. Schultergelenk, <i>Articulatio humeri</i>	13
2.3. Patient nach einer Ruptur der proximalen langen Bizepssehne	15
3.1. Humerus des Hausschweins (<i>sus scrofa domestica</i>)	18
3.2. Tiefe Beugesehne des <i>M. flexor digitalis prof.</i> des Schweins	19
3.3. Versuchsdurchführung der transossären Naht nach Post	21
3.4. Versuchsdurchführung der Schlüssellochtechnik	23
3.5. Versuchsdurchführung Nahtanker	24
3.6. Versuchsdurchführung Interferenzschraube	25
3.7. Versuchsdurchführung Unterlegscheibe	27
3.8. Versuchsaufbau	28
3.9. Videoextensometer	30
3.10. Beispiel einer Kraftdehnungskurve	31
3.11. Schrittweise Auswertung der zyklischen Messungen	33
4.1. Ergebnisse der Dislokation unter zyklischer Belastung	38
4.2. Ergebnisse der Maximalkraft	40
4.3. Ergebnisse der maximalen Dislokation	42
4.4. Ergebnisse der Maximalversuche	44
4.5. Versagen der Sehne	45
4.6. Versagen des Fixationsmaterials	47
A.1. Zyklische Dislokation bei der Transossären Naht nach Post	87
A.2. Zyklische Dislokation beim Schlüssellochverfahren	87
A.3. Zyklische Dislokation beim Verfahren mit einem Nahtanker	88
A.4. Zyklische Dislokation beim Verfahren mit einer Interferenzschraube	88
A.5. Zyklische Dislokation beim Verfahren mit einer Unterlegscheibe	89

1. Zusammenfassung/Abstract

Fragestellung

Pathologische Veränderungen der langen Sehne des *M. biceps brachii* sind eine häufige Ursache für Schulterbeschwerden. Dabei spielen neben entzündlichen Veränderungen innerhalb der Sehne und dem umgebenden Gewebe auch Instabilitäten, wie beispielsweise Luxationen und Subluxationen, und Rupturen der Sehne eine Rolle. Die Literatur beschreibt die Ruptur des *Caput longum* mit 96 % als die häufigste Form der möglichen Bizepssehnenrupturen. Das *Caput breve* und die distale Sehne rupturieren in 1 % bzw. 3 % der Fälle nur vergleichsweise selten. Die Veränderungen der langen Bizepssehne können isoliert oder in Kombination mit Pathologien wie beispielsweise Rupturen der Rotatorenmanschette oder dem Impingementsyndrom auftreten. Eine Behandlungsoption bei den genannten Pathologien der Sehne stellt die Tenodese dar.

In der Literatur werden verschiedene offene und arthroskopische Tenodesetechniken beschrieben. Drei vergleichende Studien haben jeweils einige dieser Verfahren hinsichtlich ihrer Ausreißkraft untersucht, nur zwei Studien betrachteten das Verhalten der langen Bizepssehne unter zyklischer Belastung: WOLF ET AL. verglichen die Dislokation unter Verwendung einer Interferenzschraube mit der Dislokation nach einer Tenotomie nach 200 Zyklen, MAZZOCCA ET AL. untersuchten das Verhalten einer Fixierung mittels Interferenzschraube, Nahtanker und transossärer Naht während 5000 Zyklen.

Ziel dieser Arbeit ist die systematische Charakterisierung der Stabilität von fünf gebräuchlichen operativen Techniken. Hierbei wurden die Dislokation unter zyklischer Belastung sowie die maximale Dislokation und Ausreißkraft gemessen. Außerdem wurde der Versagensmodus der Fixierung dokumentiert.

Methodik

Die verschiedenen Tenodese-Verfahren wurden an jeweils zehn Präparaten vom Hausschwein durchgeführt. Die Proben wurden in einer computergesteuerten Materialprüfmaschine (Zwick Z020, Ulm, Deutschland) biomechanisch getestet, zunächst unter zyklischer Belastung (200 Zyklen zwischen 10 N und 100 N), danach wurde die maximale Ausreißkraft bestimmt. Mit Hilfe eines optischen Extensometers (Video Extensometer, Fa. Messphysik, Fürstenfeld, Österreich) wurde die Dislokation der Sehne fixationsnah gemessen.

Folgende Methoden der Bizepssehnenfixierung am Humerus wurden miteinander verglichen:

- die transossäre Naht nach Post,
- die Schlüssellochtechnik,
- die Fixierung unter Verwendung eines Nahtankers (Bio – Corkscrew, 5 mm × 15 mm, Arthrex, Naples, FL, USA),
- die Tenodese durch eine Interferenzschraube (Bio – Tenodesis Screw, 7 mm × 23 mm, Arthrex, Naples, FL, USA) sowie
- die Befestigung mit einer Ligament-Unterlegscheibe (Ø 13,5 mm, Synthes, Solothurn, Schweiz).

Die statistische Auswertung der Messungen erfolgte mittels Varianzanalyse (analysis of variance, ANOVA) und anschließender *post hoc*-Analyse mit der Student-Newman-Keuls-Prozedur. Am Ende jeder Messung wurde der Veragensmodus dokumentiert.

Ergebnisse

Bei zyklischer Belastung zeigte sich, dass bei den Verfahren mit einer Interferenzschraube ($4,28 \pm 1,44$ mm) und mit einer Unterlegscheibe ($4,49 \pm 1,93$ mm) eine geringere Dislokation als bei der transossären Naht nach Post ($8,68 \pm 2,99$ mm) und der Schlüssellochmethode ($7,54 \pm 1,43$ mm) auftritt. Außerdem besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der transossären Naht und dem Nahtankerverfahren ($5,91 \pm 3,28$ mm). Diese Abweichungen sind ab dem 70. Zyklus signifikant ($p < 0,05$).

Bei der Interferenzschraube wurde eine signifikant höhere Kraft F_{max} ($480,85 \pm 116,47$ N) gemessen als bei der Verwendung eines Nahtankers ($287,73 \pm 26,82$ N, $p = 0,005$), einer Unterlegscheibe ($312,47 \pm 55,85$ N, $p = 0,012$), der Schlüssellochmethode ($320,49 \pm 115,73$ N, $p = 0,05$) und der transossären Naht nach Post ($210,54 \pm 27,68$ N, $p = 0,0005$). Andererseits versagt das Verfahren nach Post bei der geringsten Kraft im Vergleich zur Interferenzschraube ($p = 0,0005$), Nahtanker ($p = 0,0005$), Unterlegscheibe ($p = 0,002$) und zum Schlüssellochverfahren ($p = 0,05$).

Betrachtet man die Dislokation bei maximaler Ausreißkraft, so zeigte sich, dass beim Verfahren mit Interferenzschraube eine signifikant geringere Dislokation L_{max} ($7,89 \pm 1,66$ mm) auftritt als bei einer Fixierung mittels einer Unterlegscheibe ($12,37 \pm 3,65$ mm, $p = 0,038$), der Methode nach Post ($13,40 \pm 3,57$ mm, $p = 0,007$) und dem Schlüssellochverfahren ($15,46 \pm 3,18$ mm, $p = 0,0005$). Außerdem wurde eine signifikant geringere Dislokation der Nahtankertechnik ($10,66 \pm 4,01$ mm) im Vergleich zur Schlüssellochtechnik gefunden ($p = 0,05$).

Schlussfolgerungen

Die verschiedenen Tenodeseverfahren unterscheiden sich sowohl in Bezug auf die maximale Ausreißkraft als auch bei der Dislokation unter zyklischer Belastung. Dies ist bei der Auswahl der Operationstechnik zu berücksichtigen.

Die Fixierung mit Interferenzschraube zeigt sowohl unter zyklischer als auch maximaler Belastung die günstigsten biomechanischen Eigenschaften und ist deshalb - aus rein biomechanischer Sicht - den anderen getesteten Verfahren überlegen.

Abstract

Problem

Pathological changes of the long head of the biceps tendon are a significant source of shoulder pain. In addition to inflammation within the tendon and the adjacent tissue, instabilities (like luxations and subluxations) and ruptures of the tendon play a major role. The rupture of the *Caput longum* has been described as the most frequent form of biceps tendon ruptures with 96 %. In comparison, *Caput breve* and the distal tendon are not affected as often (with only 1 % and 3 % respectively). The changes of the long biceps tendon occur isolated or in combination with pathologies like ruptures of the rotator cuff or the impingement syndrome. One possible treatment of the aforementioned pathologies of the tendon is the tenodesis.

In the literature, different techniques of open tenodesis and arthroscopic treatment have been described. Three comparative studies have chosen to explore the ultimate failure load of several techniques, and only two studies evaluate the characteristics under cyclic loading: WOLF ET AL. compared the dislocation using a interference screw to the dislocation after a tenotomy after 200 cycles, MAZZOCCA ET AL. studied the fixation techniques using an interference screw, a suture anchor and a bone tunnel during 5000 cycles.

The aim of this study was to analyse the biomechanical properties of five widely used operative techniques for tenodesis of the long head of the biceps brachii systematically. The dislocation under cyclic loading, the maximum dislocation and the ultimate failure load were measured. In addition, the failure mode was recorded.

Methods

Ten porcine specimens were used for each of the following tenodesis techniques:

- tenodesis with the bone tunnel technique,
- tenodesis with the keyhole technique,

- tenodesis with suture anchor (Bio – Corkscrew, 5 mm × 15 mm, Arthrex, Naples, FL, USA),
- tenodesis with an interference screw (Bio – Tenodesis Screw, 7 mm × 23 mm, Arthrex, Naples, FL, USA)
- tenodesis with ligament washer (Ø 13,5 mm, Synthes, Solothurn, Switzerland).

The samples were tested biomechanically using a computer-controlled materials testing machine (Zwick Z020, Ulm, Germany), firstly under cyclic loading (200 cycles between 10 N and 100 N). Afterwards the ultimate failure load was evaluated. Using an optical displacement transducer (Video Extensometer, Messphysik, Fürstenfeld, Austria), the dislocation of the tendon was measured close to the fixation site.

Statistical evaluation was performed using analysis of variance (ANOVA) and subsequent *post hoc* analysis with the Student-Newman-Keuls procedure. The failure mode was recorded after each measurement.

Results

During cyclic testing the technique using a interference screw ($4,28 \pm 1,44$ mm) and the tenodesis with a ligament washer ($4,49 \pm 1,93$ mm) showed a smaller dislocation compared to the bone tunnel ($8,68 \pm 2,99$ mm) and the keyhole technique ($7,54 \pm 1,43$ mm). Furthermore there is a significant difference between the bone tunnel technique and the method using a suture anchor ($5,91 \pm 3,28$ mm). All deviations are significant after cycle 70 ($p < 0,05$).

The significantly highest ultimate failure load F_{max} was found when using the method with a interference screw ($480,85 \pm 116,47$ N) compared to the suture anchor ($287,73 \pm 26,82$ N, $p = 0,005$), the ligament washer ($312,47 \pm 55,85$ N, $p = 0,012$), the keyhole technique ($320,49 \pm 115,73$ N, $p = 0,05$) and the bone tunnel ($210,54 \pm 27,68$ N, $p = 0,0005$). The bone tunnel technique yielded the smallest ultimate failure load compared to the interference screw ($p = 0,0005$), suture anchor ($p = 0,0005$), ligament washer ($p = 0,002$) and keyhole technique ($p = 0,05$).

The tenodesis with an interference screw showed the significantly smallest dislocation at ultimate load L_{max} ($7,89 \pm 1,66$ mm) compared to the techniques using a ligament washer

($12,37 \pm 3,65$ mm, $p = 0,038$), a bone tunnel ($13,40 \pm 3,57$ mm, $p = 0,007$) and the keyhole ($15,46 \pm 3,18$ mm, $p = 0,0005$). In addition, there was a significant smaller dislocation of the suture anchor ($10,66 \pm 4,01$ mm) compared to the keyhole fixation ($p = 0,05$).

Conclusion

The various tenodesis techniques differ significantly regarding the ultimate failure load and the dislocation under cyclic load. A surgeon has to keep this in mind when choosing an appropriate surgical technique.

The interference screw fixation shows superior biomechanical properties with respect to cyclic displacement and ultimate load and therefore is - for biomechanical purposes - predominant to the other techniques.

2. Einleitung und Zielsetzung der Studie

Die lange Bizepssehne kann eine wesentliche Ursache von Schulterbeschwerden sein (SETHI ET AL., 1999; BARBER ET AL., 2001; GILL ET AL., 2001). Pathologische Veränderungen umfassen neben Entzündungen und Instabilitäten auch teilweise oder komplette Rupturen. Diese Läsionen können isoliert oder in Kombination mit anderen Schulterpathologien wie Rotatorenmanschetten-Rupturen oder dem Impingement-Syndrom auftreten (ARMSTRONG, 2004; ROMEO ET AL., 2004).

Verletzungen und Verschleißerscheinungen der Sehne werden durch ihre Lokalisation, ihre Funktion als Flexor des Ellenbogengelenkes sowie ihre funktionelle Beanspruchung bei Bewegungen im Schultergelenk und bei Pronations- und Supinationsbewegungen des Unterarms begünstigt (GROHER UND ZENKER, 1968; HABERMEYER ET AL., 1987).

Der *M. biceps brachii* gehört zur Beugemuskulatur an der Vorderseite des Oberarms. Es handelt sich um einen zweiköpfigen Muskel, der über das Schulter- zum Ellenbogengelenk verläuft (Abb. 2.1). Sein *Caput longum* entspringt direkt aus dem oberen hinteren Teil des *Labrum glenoidale*, seltener aber auch aus dem *Tuberculum supraglenoidale*. Das *Caput breve* hat seinen Ursprung hingegen am *Processus coracoideus* (HABERMEYER ET AL., 1987; PLATZER, 2005).

Die lange Bizepssehne verläuft durch das Schultergelenk und trifft im *Sulcus intertubercularis* in der *Vagina tendinis intertubercularis* auf den Humerus. Der Humeruskopf dient der Sehne als Hypomochlion. Während die Innenrotation und die Abduktion des Oberarms durch das *Caput longum* ausgeführt werden, adduziert das *Caput breve*. Beide Köpfe wirken im Schultergelenk bei der Anteversion mit, im Ellbogengelenk sind sie gleichzeitig Beuger und Supinatoren (Abb. 2.2). Anatomische Untersuchungen zeigen außerdem, dass die lange Bizepssehne bei allen Rotations-, Abduktions- und Flexionsbewegungen im Glenohumeralgelenk unmittelbar beansprucht wird (HABERMEYER ET AL., 1987; SENNERICH ET AL., 1991; ITOI ET AL., 1993; PLATZER, 2005).

2. Einleitung und Zielsetzung der Studie

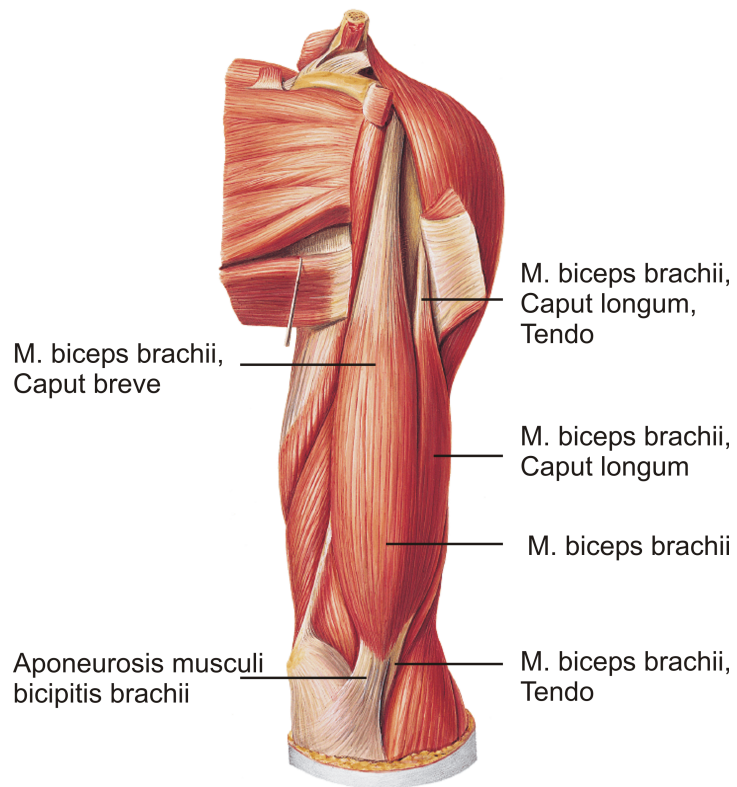


Abb. 2.1.: Muskeln des Oberarms; von vorne (li) (SOBOTTA, 2005)

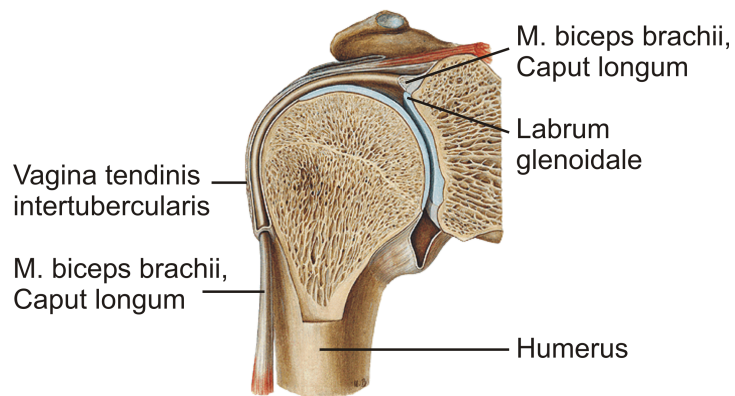


Abb. 2.2.: Schultergelenk, *Articulatio humeri*; Schnitt in der Skapularebene; von vorne (re) (SOBOTTA, 2005)

Des weiteren kommt dem langen Sehnenanteil eine wichtige Rolle als Antagonist der kurzen Bizepssehne zu, da jegliche Kraftanspannung des *M. biceps brachii* über seine Verankerung am *Processus coracoideus* sonst zu einem Höbertreten des Humeruskopfes gegen den *Fornix humeri* führen müsste (HABERMEYER ET AL., 1987).

Insbesondere bei sportlichen Betätigungen können im Bizepsmuskel hohe mechanische Belastungen auftreten (EAKIN ET AL., 1999). Dabei unterliegt das *Caput longum* durch seinen Verlauf innerhalb des Schultergelenks häufig schmerzhaften Erkrankungen und Verletzungen, weshalb bei Sehnenrissen häufig dieser Anteil betroffen ist (HITCHCOCK UND BECHTOL, 1948; KUHN ET AL., 2003).

Ist die Bizepssehne durch chronische Reizungen schon vorgeschädigt, so kann sie auch ohne große Beanspruchung reißen. Oft tritt ein Riss der langen Bizepssehne auch nicht alleine, sondern im Zusammenhang mit einer Verletzung anderer Weichteile der Schulter, z.B. einer Ruptur der Rotatorenmanschette oder einem subakromialen Impingment auf (NEER, 1972; DINES ET AL., 1982; BURKHART UND FOX, 1992; ARMSTRONG, 2004; ROMEO ET AL., 2004).

Risse ereignen sich am häufigsten nahe des Sehnenansatzes oder innerhalb des Schultergelenkes im proximalen Anteil des *Sulcus intertubercularis* (SENNERICH ET AL., 1991; ROCKWOOD UND MATSEN, 2004).

Konsequenz einer Ruptur ist eine signifikante Kraftminderung bei Supination und Flexion des Arms, eine Bewegungseinschränkung der Schulter und ein kosmetisch unschönes Muskelrelief durch die Verschiebung des Muskelbauches nach distal (Abb. 2.3) (MARIANI ET AL., 1988; KLONZ UND REILMANN, 2000; OSBAHR ET AL., 2002).

Eine adäquate Behandlung der langen Bizepssehne ist essentiell, um die Biomechanik der unverletzten Schulter annähernd wiederherzustellen (RICHARDS UND BURKHART, 2005). Indikation und Technik einer Operation bei der pathologisch veränderten langen Bizepssehne werden in der Literatur jedoch kontrovers diskutiert (BARBER ET AL., 2001). Während in der Vergangenheit im Allgemeinen konservativ behandelt wurde, beschreiben nun mehrere Studien positive Ergebnisse bei einer chirurgischen Intervention vor allem bei jüngeren Patienten (GROHER UND ZENKER, 1968; ALDINGER UND WÜST, 1979; MARIANI ET AL., 1988; SENNERICH ET AL., 1991; THEERMANN ET AL., 1992; BERLEMANN UND BAYLEY,



Abb. 2.3.: Patient nach einer Ruptur der proximalen langen Bizepssehne. Man erkennt das charakteristische Muskelrelief durch die Verschiebung des Muskelbauchs nach distal.

1995; ZIMMER-AMRHEIN ET AL., 1996; KLONZ UND REILMANN, 2000). Dies ist besonders dann sinnvoll, wenn der Patient hohe Anforderungen an seinen Bizepsmuskel stellt und selbst ein geringer Verlust von Flexions- und Supinationskraft nicht mehr toleriert werden kann (FROIMSON UND OH, 1975; GARTSMAN UND HAMMERMAN, 2000).

Die ideale Versorgung wäre eine anatomische Rekonstruktion im Bereich der meist intrakapsulär erfolgten Rupturstelle, wodurch jedoch aufgrund des Zugangsweges und der langen Ruhigstellung einer Sehnennaht erhebliche funktionelle Nachteile entstehen können. Deshalb kann stattdessen die Bizepsstenodese, eine biomechanisch adäquate Verankerung im *Sulcus intertubercularis* am Humeruskopf, in Erwägung gezogen werden. Im Gegensatz zur häufig durchgeführten Fixation der langen Bizepssehne an dem *Processus coracoideus* kommt es hierbei nicht zu einer Subluxation des Humeruskopfes nach cranial (HABERMEYER ET AL., 1987).

In der Literatur wird die Bizepsstenodese als eine mögliche Prozedur zur Behandlung einer Sehnenruptur beschrieben. Als Indikationen für einen operativen Eingriff gelten zusätzlich Risse von mehr als 50 % Sehnendurchmesser, mediale Luxationen oder Subluxationen der

Sehne sowie eine Kombination aus einem Riss des *M. subscapularis* bei gleichzeitiger Subluxation der Bizepssehne (GARTSMAN UND HAMMERMAN, 2000; AHMAD UND ELATTRACHE, 2003; ARMSTRONG, 2004; LO UND BURKHART, 2004).

In der Praxis werden verschiedene operative Verfahren angewendet, deren Vielzahl mit der Weiterentwicklung arthroskopischer Interventionen im Schultergelenk noch gewachsen ist. Eine vergleichende Studie hinsichtlich Fixationskraft und Dislokation kann die Auswahl der für einen Patienten geeigneten Operationstechnik erleichtern.

Thema der vorliegenden Arbeit ist der biomechanische Vergleich verschiedener Tenodeseverfahren. Auf die Frage, ob und bei welchen Patienten eine operative Intervention bei Pathologien der langen Bizepssehne durchgeführt werden sollte, soll an dieser Stelle nicht eingegangen werden.

Zielsetzung der Studie

In einem standardisierten Versuchsaufbau wurden die folgenden Ziele verfolgt:

1. Systematische Untersuchung der maximalen Belastbarkeit eines Bizepsstenodesesystems bei Verwendung verschiedener Fixationstechniken und -materialien
2. Charakterisierung der Dislokation unter zyklischer Belastung

Der Einfluss verschiedener Fixationstechniken und -materialien wurde bereits vereinzelt in der Literatur untersucht (JAYAMOORTHY ET AL., 2004; MAZZOCCA ET AL., 2005; OZALAY ET AL., 2005; RICHARDS UND BURKHART, 2005). In der vorliegenden Studie wurden erstmals fünf verschiedene Tenodeseverfahren biomechanisch miteinander verglichen. Insbesondere wurde bisher die Stabilität nach einer Fixierung mit einer Unterlegscheibe noch nicht geklärt.

Die einzelnen Operationstechniken wurden dabei sowohl auf ihre maximale Belastbarkeit als auch auf ihr Verhalten unter zyklischer Belastung untersucht.

Zyklische Belastungen bei Beuge- und Streckbewegungen im Ellenbogengelenk treten in jeder postoperativen Rehabilitationsphase im Tenodesesystem auf. Obwohl es bereits mehrere zyklische in vitro Untersuchungen anderer chirurgischer Eingriffe gibt, bei denen das Gewebe postoperativ in der Rehabilitationsphase zyklischen Belastungen ausgesetzt wird (GERBER

ET AL., 1994; ROSSOUW ET AL., 1997; BURKHART ET AL., 1997; SEIL ET AL., 1998), sind solche Tests an einem Bizepssehnensystem bislang ausgeklammert worden. Lediglich MAZZOCCA ET AL. untersuchen in einer Studie das Verhalten unter zyklischer Belastung, allerdings wird hier im Vergleich zu dieser Studie nicht der Vorteil einer fixationsnahen Messung der Dislokation mit Hilfe eines Videoextensometers genutzt (MAZZOCCA ET AL., 2005).

Mit der Kombination der Charakterisierung von Maximalkraft und zyklischem Verhalten sollte so eine möglichst realistische Belastungssituation modelliert werden.

3. Material und Methode

3.1. Material

Das Testmaterial wurde mit dem Ziel ausgewählt, den menschlichen Gegebenheiten möglichst nahe zu kommen. Entscheidend war daher die Vergleichbarkeit der Abmessungen und Zusammensetzung von Knochen und Sehnen.

3.1.1. Knochen

Als Knochen wurde der Humerus des Hausschweins (*sus scrofa domestica*) verwendet (Abbildung 3.1). Der Knochen ist in seinen biomechanischen Eigenschaften humanem Knochen ähnlich und wurde schon mehrfach erfolgreich für biomechanische Untersuchungen eingesetzt (KOHN UND ROSE, 1994; RUPP ET AL., 1997; SEIL ET AL., 1998). Auch anatomisch ist der Humerus des Hausschweins mit dem humanem Humerus vergleichbar.



Abb. 3.1.: Humerus des Hausschweins (*sus scrofa domestica*)

Für jedes der fünf Verfahren wurden 10 Knochen benötigt. Die mittlere Länge der untersuchten Humeri betrug $18,0 \pm 0,8$ cm. Der Knochen war am *Sulcus bicipitalis* $5,4 \pm 0,4$ cm breit. Eine Unterscheidung zwischen rechten und linken Humeri wurde nicht durchgeführt.

3.1.2. Sehne

Da die Bizepssehne des Hausschweins sehr kurz und aus diesem Grund nicht mit der langen Bizepssehne des Menschen zu vergleichen ist, wurden die Versuche mit der tiefen Beugesehne des *M. flexor digitalis prof.* des Schweins durchgeführt (Abbildung 3.2) (NICKEL ET AL., 1973). Ein Vorteil dieser Sehne ist, dass man ihren Knochenansatz erhalten kann, so dass eine sichere Fixierung an der Materialprüfmaschine (siehe Kapitel 3.2.3) möglich war.



Abb. 3.2.: Tiefe Beugesehne des *M. flexor digitalis prof.* des Schweins

Pro Verfahren wurden 10 Präparate verwendet. Die Sehnen waren durchschnittlich $9,5 \pm 0,5$ cm lang und hatten im Mittel einen Durchmesser von $6,1 \pm 0,5$ mm. Auch hier wurde nicht zwischen rechter und linker Sehne des Tieres unterschieden.

3.2. Methode

Im Folgenden sollen die Präparation und die Durchführung der Operationsmethoden beschrieben werden. Dabei wurde eine möglichst genaue Orientierung an den Vorgaben aus der Literatur angestrebt.

3.2.1. Präparation

Die Schlachtung der Schweine erfolgte im Alter von 1 Jahr mit abgeschlossener Skelettreifung. An keinem Präparat ließen sich degenerative Veränderungen feststellen, weshalb von einer homogenen Gewebequalität auszugehen war.

Die Knochen und Sehnen wurden jeweils unmittelbar nach der Schlachtung der Tiere entnommen und sofort von überschüssigem Weichteilgewebe befreit. Während der Bearbeitung wurden die Materialien ständig mit 0,9-prozentiger Kochsalzlösung befeuchtet, um einer Zerstörung durch Austrocknung vorzubeugen.

Unmittelbar nach der Präparation wurden die Knochen und Sehnen tiefgefroren und bis zum Zeitpunkt der biomechanischen Testung bei -32 °C aufbewahrt. Die Messung erfolgte längstensfalls zwei Monate nach dem Einfrieren.

Die Präparate wurden 24 Stunden vor Testbeginn bei konstanter Raumtemperatur aufgetaut, auch hier wurde auf eine ständige Befeuchtung mit Kochsalzlösung geachtet. Alle Sehnen und Knochen waren zum Zeitpunkt des Versuchs vollständig aufgetaut.

3.2.2. Durchführung der Operationsmethoden

Es wurden fünf verschiedene Tenodeseverfahren gegeneinander getestet: die transossäre Naht, die Schlüssellochtechnik, die Methode unter Verwendung eines Nahtankers, die Fixierung mittels einer Interferenzschraube und durch eine Ligamentunterlegscheibe.

Diese Operationsmethoden lassen sich nach Art ihrer Durchführung einteilen: Während einige Verfahren offen durchgeführt werden müssen, erlauben andere Techniken ein minimalinvasives bzw. arthroskopisches Vorgehen.

3.2.2.1. Offene Operationsverfahren

3.2.2.1.1. Transossäre Naht nach Post

Die Technik einer transossären Naht wurde erstmals von POST UND BENCA beschrieben (POST UND BENCA, 1989). Dabei wird die Sehne durch einen transossären Tunnel geführt und mit Fäden an sich selbst fixiert. Die Durchführung des Verfahrens wird in Abbildung 3.3 dokumentiert.

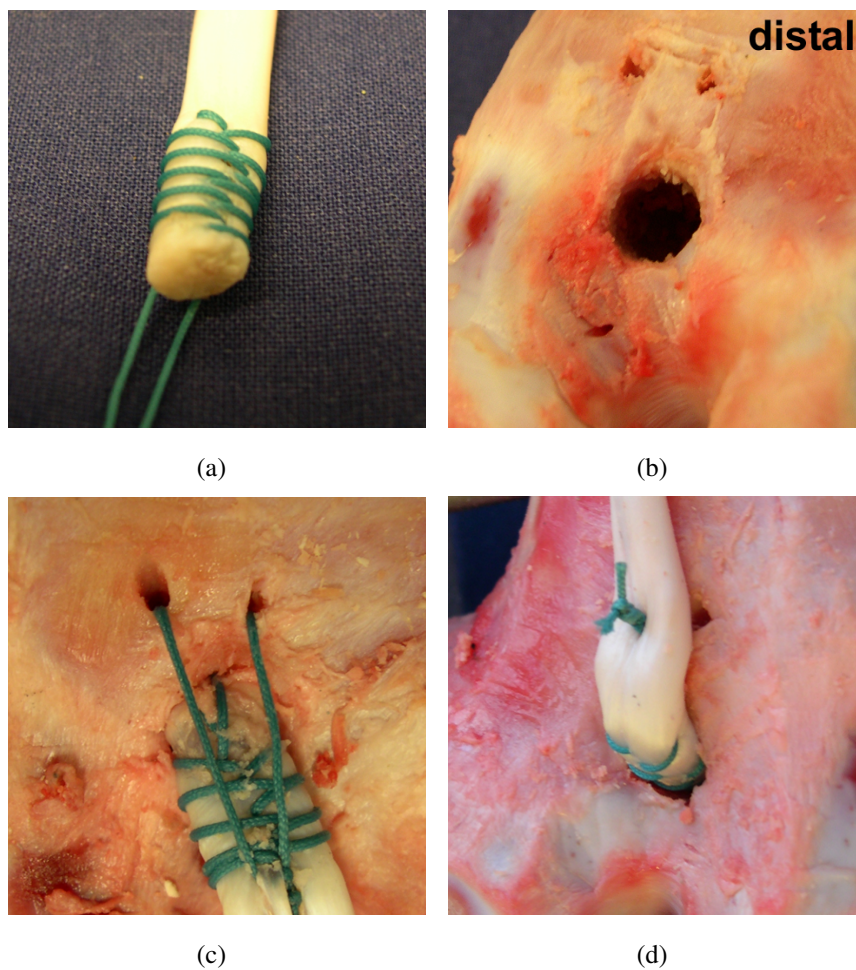


Abb. 3.3.: Versuchsdurchführung der transossären Naht nach Post: (a) armierte Sehne durch Whipstitch-Technik, (b) Anordnung der Bohrkanäle, (c) Einziehen der Sehne in das proximale Bohrloch, (d) fixierte Sehne

15 mm des proximalen Sehnenendes wurden hierfür zunächst mit einem nicht resorbierbaren Faden (Ethibond Excel No 2, Ethicon, Edinburgh, Schottland) so durch die Whipstitch-Technik armiert, dass die Fadenenden als führende Strukturen am Sehnenende verblieben sind.

Im *Sulcus bicipitalis* wurde ein den Abmessungen der Sehne entsprechendes zentrales Bohrloch mit einem Durchmesser von 8 mm und einer Tiefe von 1,5 cm angebracht. Im Abstand von 1,5 cm distal davon wurde auf beiden Seiten der Bizepsrinne je ein weiterer Bohrkanal (Durchmesser 2 mm) hinzugefügt, welcher im zentralen Bohrloch endet. So sollte unter Schonung der Kortikalis ein Knochenkanal durch die Spongiosa konstruiert werden.

Um die Sehne zu befestigen, wurden beide Fadenenden in das proximale Bohrloch eingeführt und jeweils ein Faden durch ein distales Bohrloch ausgeleitet. Durch Zug an den Fäden konnte so der Sehnenstumpf in das proximale Bohrloch eingezogen werden, bis er sich mindestens 10 mm im Bohrloch befand. Anschließend wurden die Fäden straff gespannt und mit fünf gegenläufigen Knoten über der Sehne fixiert, nachdem diese nochmals durchstochen wurde.

3.2.2.1.2. Schlüssellochverfahren

Die Schlüssellochtechnik geht auf FROMSON UND OH zurück (FROMSON UND OH, 1975). Hierbei wird die zum Knoten gerollte Sehne in einem schlüssellochförmigen Knochenausschnitt versenkt und durch eine Distalisierung fixiert.

Auf Höhe des *Sulcus bicipitalis* wurde zunächst ein Bohrloch mit dem Durchmesser von 10 mm angebracht. Im Achsenverlauf des Humerus folgte in 5 mm Abstand dazu ein Zweites mit 5 mm Durchmesser. Beide Löcher wurden mit einer kleinen Luerzange verbunden und unter Schonung der Kortikalis so ausgehöhlt, dass eine Markhöhle entstand.

Das Sehnenende wurde schneckenhausartig aufgedreht und mit nicht resorbierbaren Fäden (Ethibond Excel No 2, Ethicon, Edinburgh, Schottland) in sich vernäht. Der dabei entstehende Knoten wurde in den runden Ausschnitt des Schlüssellochs eingeführt und durch leichten Zug in die Markhöhle unter dem schmalen Schlitz gezogen.

Die einzelnen Schritte der Durchführung werden in Abbildung 3.4 dargestellt.

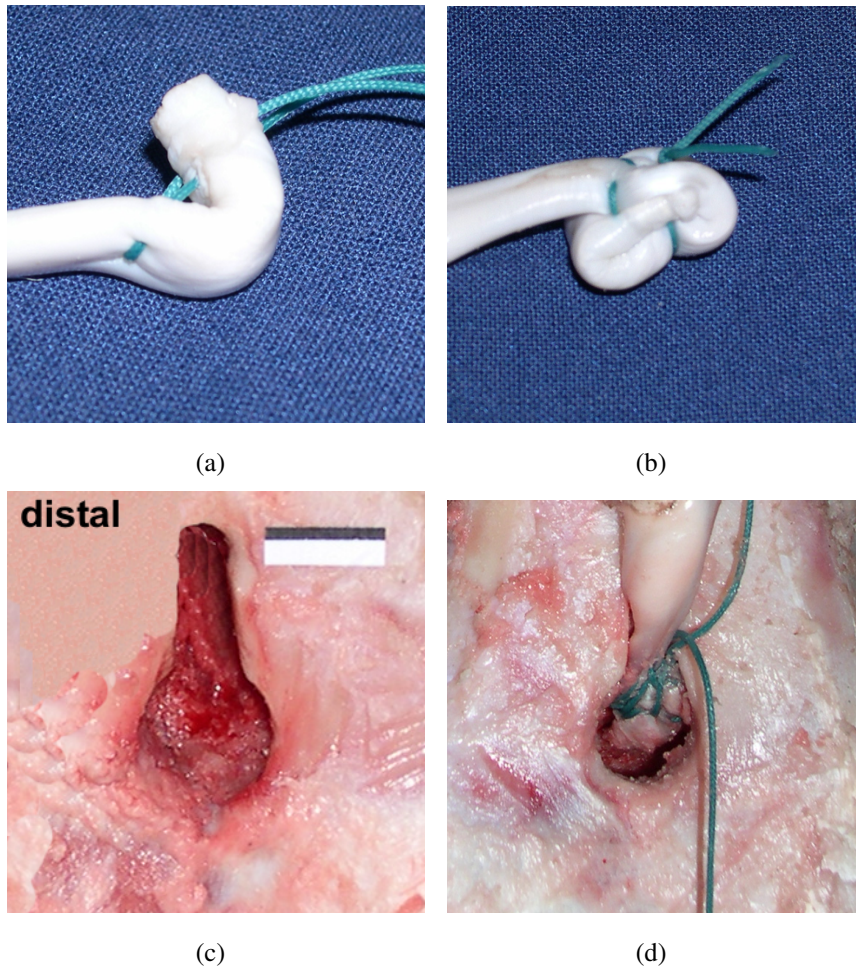


Abb. 3.4.: Versuchsdurchführung der Schlüssellochtechnik: (a), (b) Aufrollen und Fixieren der Sehne durch Fäden, (c) schlüssellochförmiger Knochenausschnitt, (d) fixierte Sehne

3.2.2.2. Minimalinvasive / Arthroskopische Operationsverfahren

3.2.2.2.1. Nahtanker

NORD ET AL. (NORD ET AL., 2005) sowie GARTSMAN UND HAMMERMAN (GARTSMAN UND HAMMERMAN, 2000) beschreiben eine arthroskopisch durchführbare Bizepsstenodese unter Verwendung eines Nahtankers, auf dem die Sehne direkt fixiert werden kann.

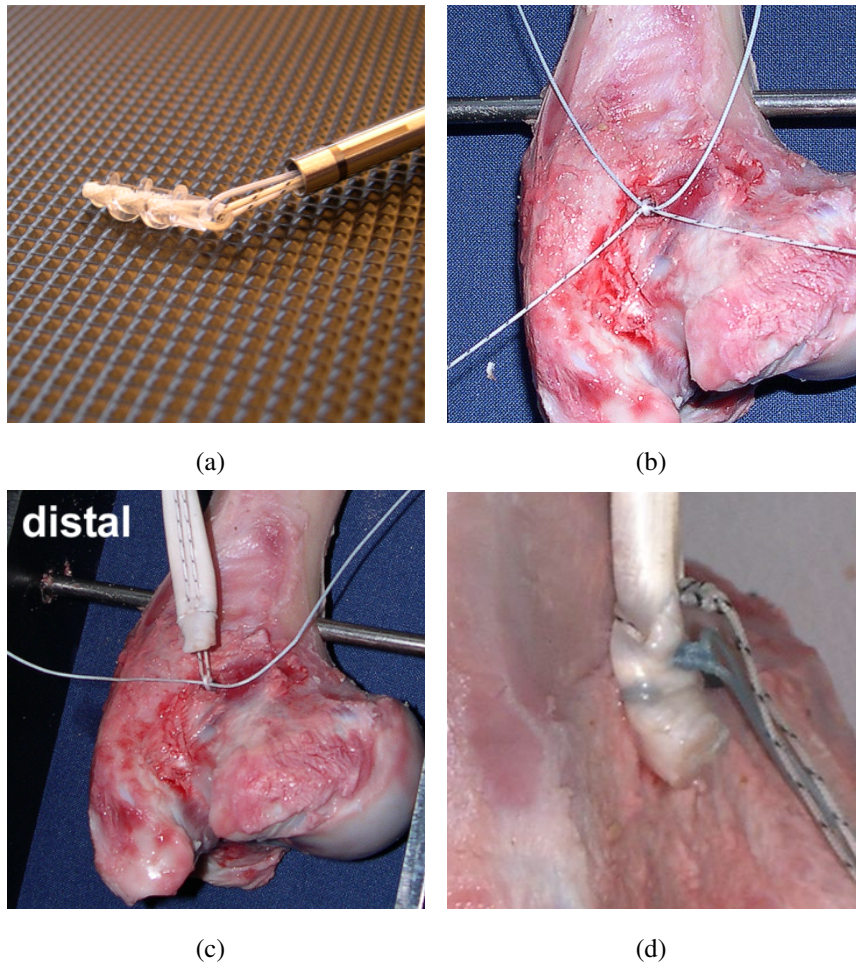


Abb. 3.5.: Versuchsdurchführung Nahtanker: (a) Bio-Corkscrew Fadenanker, (b) im Knochen fixierter Fadenanker, (c) Befestigung der Sehne auf dem Fadenanker, (d) fixierte Sehne

In dieser Studie wurde ein 15×5 mm messender resorbierbarer Poly-L-Lactid-Säure (PLLA) Nahtanker (Bio-Corkscrew, Arthrex, Naples, FL, USA) verwendet. Am Nahtanker waren bereits zwei Fäden (Fiber Wire No 2., Arthrex, Naples, FL, USA) befestigt.

Gemäß der Produktbeschreibung des Herstellers wurde zunächst mit einem kombinierten Gewindeschneider ein Loch passenden Durchmessers im Knochen angebracht, so dass der Nahtanker problemlos eingedreht werden konnte.

3. Material und Methode

Die Fadenenden wurden je zweimal so durch die Sehne geführt, dass sie eine Schlinge formten. Die Fäden wurden daraufhin angespannt und mit fünf gegenläufigen Knoten über der Sehne verknötet.

In Abbildung 3.5 wird das Verfahren mit einem Nahtanker veranschaulicht.

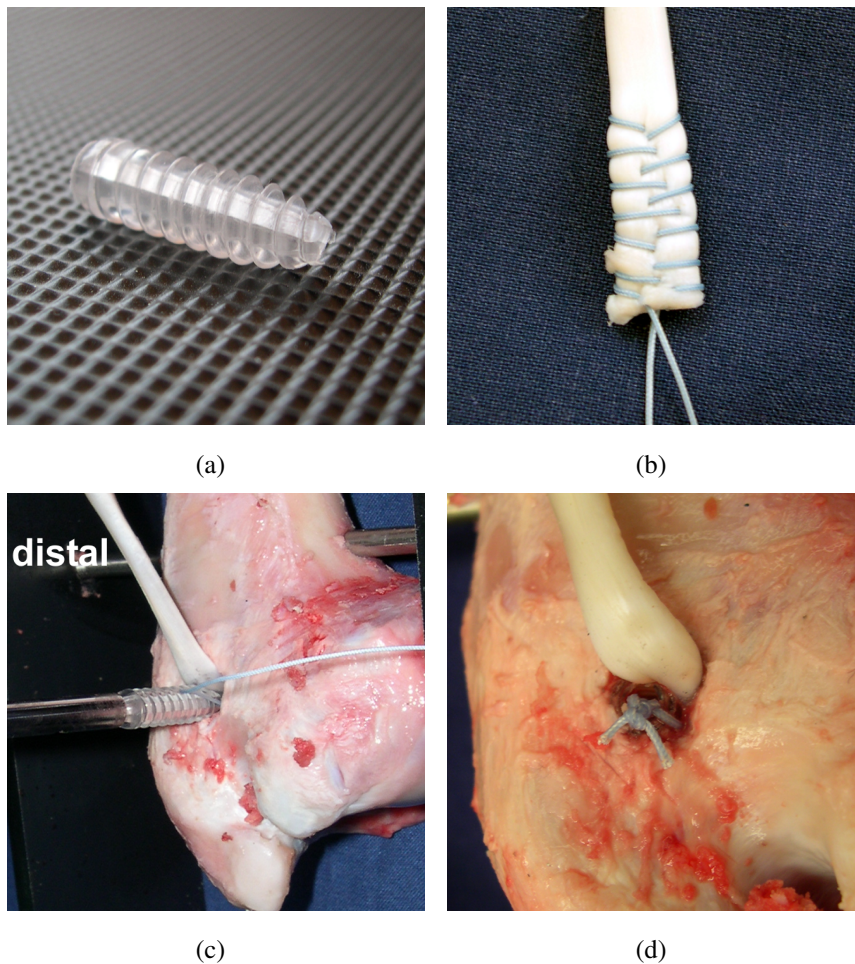


Abb. 3.6.: Versuchsdurchführung Interferenzschraube: (a) Bio-Tenodesis Interferenzschraube, (b) armierte Sehne durch Whipstitch-Technik, (c) Eindrehen der Schraube durch einen Bio-Tenodesis Schraubendreher, (d) fixierte Sehne

3.2.2.2.2. Interferenzschraube

Die Tenodese mit Hilfe einer resorbierbaren PLLA - Interferenzschraube wird von ROMEO ET AL. beschrieben (ROMEO ET AL., 2004). Die Sehne wird hierbei zwischen Interferenzschraube und Bohrkanal fixiert.

In der vorliegenden Studie wurde eine resorbierbare PLLA - Interferenzschraube (Bio-Tenodesis Interference Screw, Arthrex, Naples, FL, USA) verwendet, welche 23 mm lang ist und 7 mm durchmisst.

Zunächst wurde das proximale Ende der Sehne mit einem Fiber Wire No 2 (Arthrex, Naples, FL, USA) über mindestens 2 cm durch die Whipstitch-Technik armiert. Am *Sulcus bicipitalis* wurde ein Bohrloch (25 mm tief) angebracht, welches einen Millimeter breiter als die verwendete Interferenzschraube war und damit die armierte Sehne aufnehmen konnte.

Mit Hilfe eines speziellen Bio-Tenodesis Schraubendrehers (Arthrex, Naples, FL, USA) war es möglich, die Sehne am Grund des Bohrkanals zu halten, während eine Interferenzschraube auf die Sehne gedreht wurde. Somit war die Sehne zwischen Schraube und Knochen fest verankert.

Ein Fadenende der Armierung wurde außerdem durch die Interferenzschraube geführt und mit dem anderen Faden, der außerhalb der Schraube verlief, über dem Transplantat verknotet. Auf diese Weise war die Sehne auf zwei verschiedene Arten gesichert.

Die Durchführung des Verfahrens wird in Abbildung 3.6 skizziert.

3.2.2.2.3. Unterlegscheibe

Die Tenodesetechnik unter Verwendung einer Ligamentunterlegscheibe wurde entsprechend der Vorgaben von WILEY ET AL. durchgeführt (WILEY ET AL., 2004). Bei dieser Methode wird die Sehne durch die Spitzen der Unterlegscheibe an den Knochen gepresst und auf diese Weise fixiert.

Zunächst wurde am *Sulcus bicipitalis* ein 2,5 mm großes Bohrloch angebracht, welches mit einem Gewindeschneider auf 3,5 mm aufgeweitet wurde. Die Sehne wurde 2 cm vom proximalen Ende entfernt mit einem Skapell entlang der Faserrichtung eingeschnitten. Mit ca. 5 mm war die Länge des Schnittes ausreichend, um eine 3,5 mm durchmessende, bikortikal verlaufende Kortikalisschraube durch diese Inzision führen zu können.

3. Material und Methode

Durch die Schraube wurden die Spitzen der Unterlegscheibe (Synthes, Solothurn, Schweiz) fest in die Sehne gedrückt, wodurch diese am Knochen fixiert wurde.

Das Verfahren ist in der Abbildung 3.7 näher dargestellt.

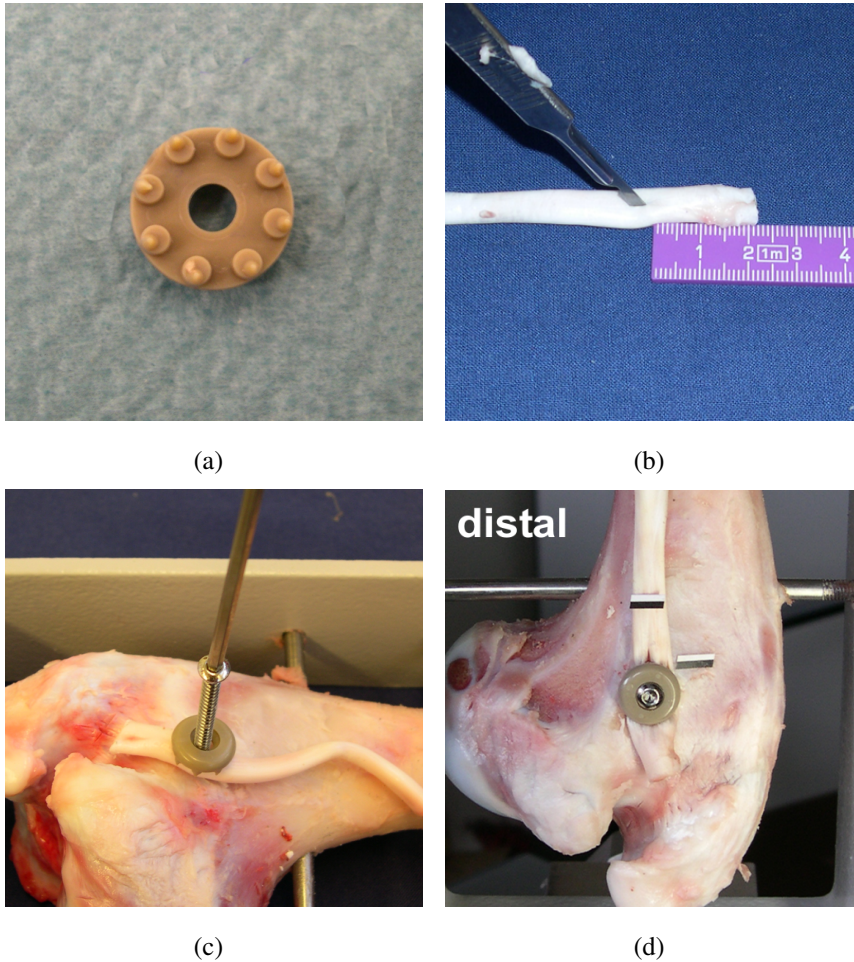


Abb. 3.7.: Versuchsdurchführung Unterlegscheibe: (a) Unterlegscheibe, (b) Inzision der Sehne, (c) Eindrehen der bikortikalen Schraube, (d) fixierte Sehne

3.2.3. Materialprüfmaschine

Die Versuche wurden an einer computergesteuerten Universalmaterialprüfmaschine (Zwick Z020, Ulm, Deutschland) durchgeführt, die sowohl zyklische Messungen als auch die Ermittlung der Maximalkraft erlaubte. Eine Übersicht über den Versuchsaufbau findet sich in Abbildung 3.8.

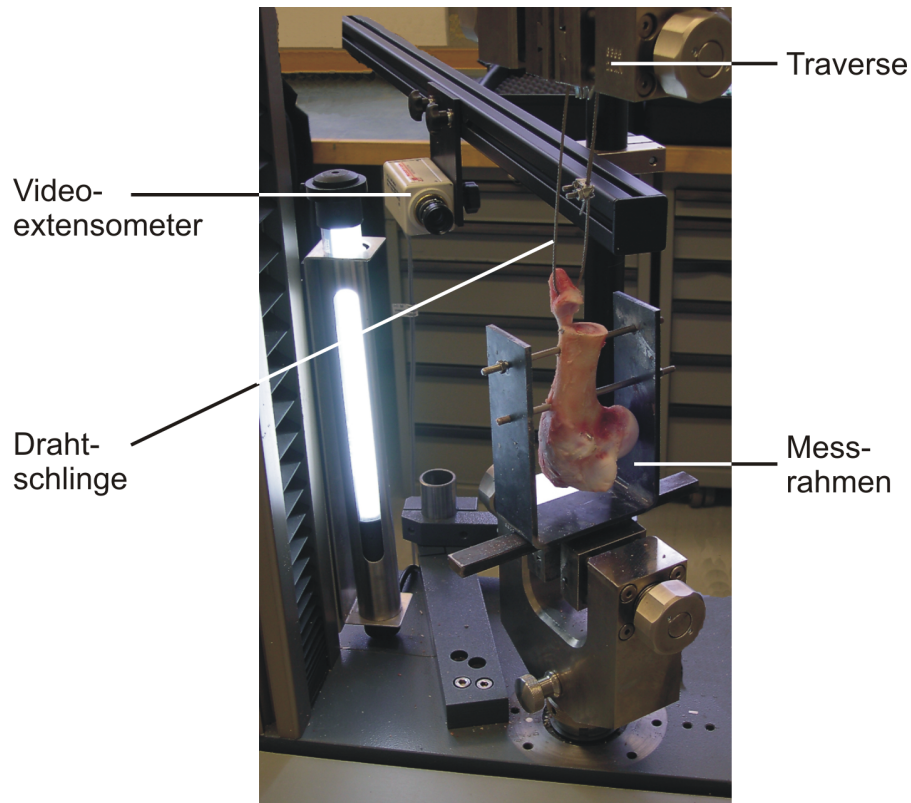


Abb. 3.8.: Versuchsaufbau

Während die Versagenskraft durch die Kraftmessdose der Materialprüfmaschine direkt erfasst werden konnte, wurde die Dislokation der Sehne optisch durch ein Videoextensometer (siehe Kapitel 3.2.4) gemessen und aufgezeichnet. Vorversuche zeigten, dass hierdurch die Auslenkung genauer erfasst werden konnte, als dies durch Messung der Traversenposition möglich gewesen wäre.

Die Halterung der Knochen wurde speziell für diese Versuchsreihe geplant und angefertigt. Um größtmögliche Stabilität zu gewährleisten, wurde ein Stahlrahmen (10 cm breit, 15 cm hoch) verwendet. Im oberen Drittel des Rahmens wurden im Abstand von 4 cm zwei Halterungen für Querstreben (Durchmesser 5 mm) angebracht, welche durch den Humerus gebohrt werden konnten. Auf diese Weise war der Knochen an vier Punkten sicher fixiert.

Die Bohrungen wurden in ausreichender Entfernung von der Tenodesestelle angebracht, um eine mögliche Beeinflussung der Messung durch die Befestigung auszuschließen. Außerdem wurde der über den Messrahmen hinausragende Teil des Humerus entfernt.

Wie bereits bei der Beschreibung der Sehne (Kapitel 3.1.2) erwähnt, konnte der Knochenansatz für eine sichere Fixierung genutzt werden, indem dieser senkrecht zum Sehnenverlauf durchbohrt wurde, um ein Seil aus geflochtenem Draht (Durchmesser 2 mm) durchführen zu können. Der Draht wurde dann zu einer Schlinge geformt und konnte so an der Materialprüfmaschine befestigt werden.

3.2.4. Videoextensometer

Die Dislokation unter zyklischer Belastung wurde mit Hilfe eines optischen Extensometers (Videoextensometer, Fa. Messphysik, Fürstenfeld, Österreich) ermittelt. Der Vorteil dieser Methode ist die Möglichkeit der fixationsnahen Messung der Auslenkung, womit weder eine mögliche Dehnung der Sehne noch die Elastizität der Haltevorrichtung die Ergebnisse beeinflussen kann.

Die Position spezieller Markierungen, welche auf Höhe der Tenodese sowohl auf dem Knochen als auch auf der Sehne angebracht wurden, konnten von einer Kamera optisch erfasst werden. Die Dislokation wurde aus dem relativen Abstand der Markierungen zueinander bestimmt, siehe hierzu die Abbildung 3.9.

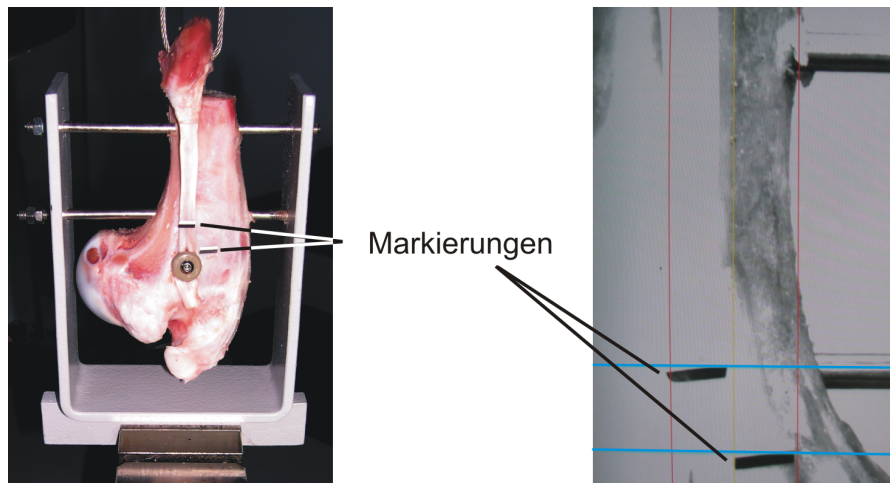


Abb. 3.9.: Videoextensometer. Links: Versuchsanordnung mit Markierungen zur Messung der Dislokation. Rechts: Bildschirmansicht. Gemessen wird der relative Abstand der beiden blauen Linien, welche dem Abstand der Markierungen entsprechen.

3.3. Durchführung der Materialprüfung

Die Versuche zur Materialprüfung können in zwei Serien eingeteilt werden: Zunächst wurden zyklische Versuche vorgenommen, anschließend wurden die Proben solange einer wachsenden Kraft ausgesetzt, bis ein Versagen der Tenodese eintrat. Pro Tenodeseverfahren wurden zehn Präparate getestet, insgesamt also 50 Präparate.

Der Humerus und die Sehne wurden bei allen Versuchen so ausgerichtet, dass die angelegten Kräfte parallel zur Längsachse des Humerusknochens wirkten, um so die *in vivo* entlang der Bizepssehne und des *M. biceps brachii* angreifenden Kräfte modellieren zu können.

Alle Tests wurden unter regelmäßiger Befeuchtung der Sehnen mit 0,9-prozentiger Kochsalzlösung bei Raumtemperatur durchgeführt.

3.3.1. Zyklische Versuche

3.3.1.1. Gestaltung der Versuche

Während der zyklischen Versuche wurden die Präparate 200 Zyklen zwischen 10 N und 100 N Zugkraft ausgesetzt.

Das Kraftintervall orientiert sich an den Werten einer ähnlichen Studie. So erklären MAZZOCCA ET AL., 100 N entsprächen ungefähr 50 % der in Pilotstudien ermittelten mittleren maximalen Versagenskraft einer Bizepsstenodese (MAZZOCCA ET AL., 2005).

Während des Versuchs wurde die Dislokation mit dem Videoextensometer gemessen und in einer Kraftdehnungskurve (Abbildung 3.10) aufgezeichnet. Gegebenenfalls wurde der Versagensmodus dokumentiert.

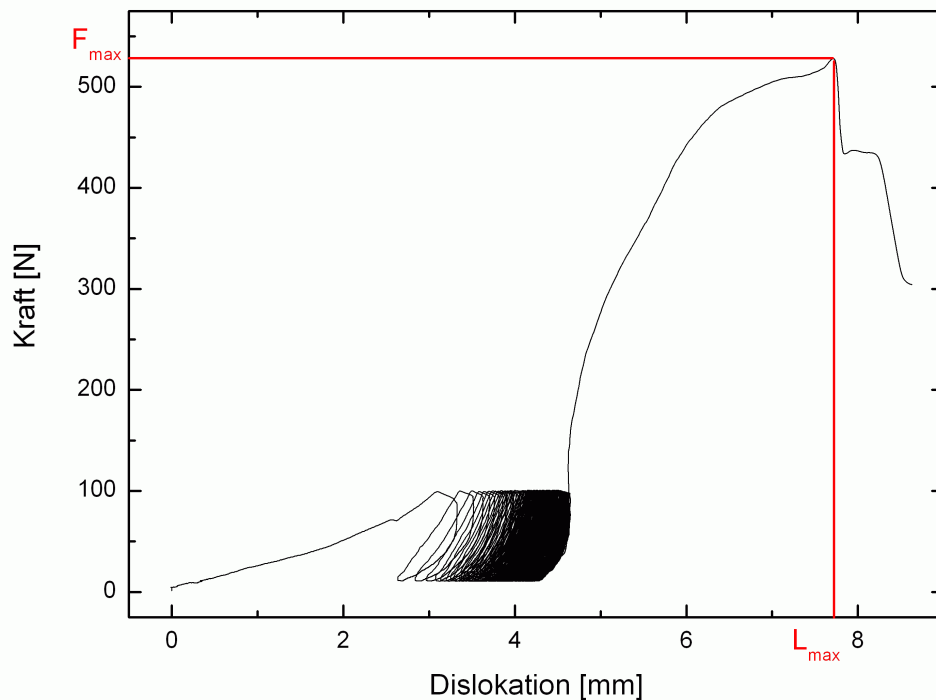


Abb. 3.10.: Beispiel einer Kraftdehnungskurve mit zyklischer und maximaler Belastung

3.3.1.2. Einstellparameter

An der Materialprüfmaschine wurden die folgenden Parameter vorgegeben:

Traversengeschwindigkeit	100 mm / min
Zyklenzahl	200
Obere Haltezeit	0,1 s
Untere Haltezeit	0,1 s
Vorkraft	5 N
Minimale zyklische Belastung	10 N
Maximale zyklische Belastung	100 N
Zugrichtung	parallel zur Humerusachse

3.3.1.3. Ergebnisparameter: Dislokation

Die Dislokation der Sehne wurde durch das Videoextensometer aufgezeichnet. Dabei wurde die Dehnung zwei Mal pro Zyklus (bei 10 N und bei 100 N) gemessen. In jeder der 10 Messungen wurden pro Verfahren also 400 Werte ermittelt, siehe Abbildung 3.11 (a).

Für jeden Zyklus wurde daraufhin der Mittelwert aus den beiden Dehnungen berechnet, so dass die mittlere Dislokation aufgetragen werden konnte, vgl. Abbildung 3.11 (b).

Abschließend wurde aus diesen 10 Dislokationskurven ein Mittelwert gebildet und mit der Standardabweichung aufgetragen, Abbildung 3.11 (c).

Die Messkurven aller Verfahren finden sich im Anhang A.

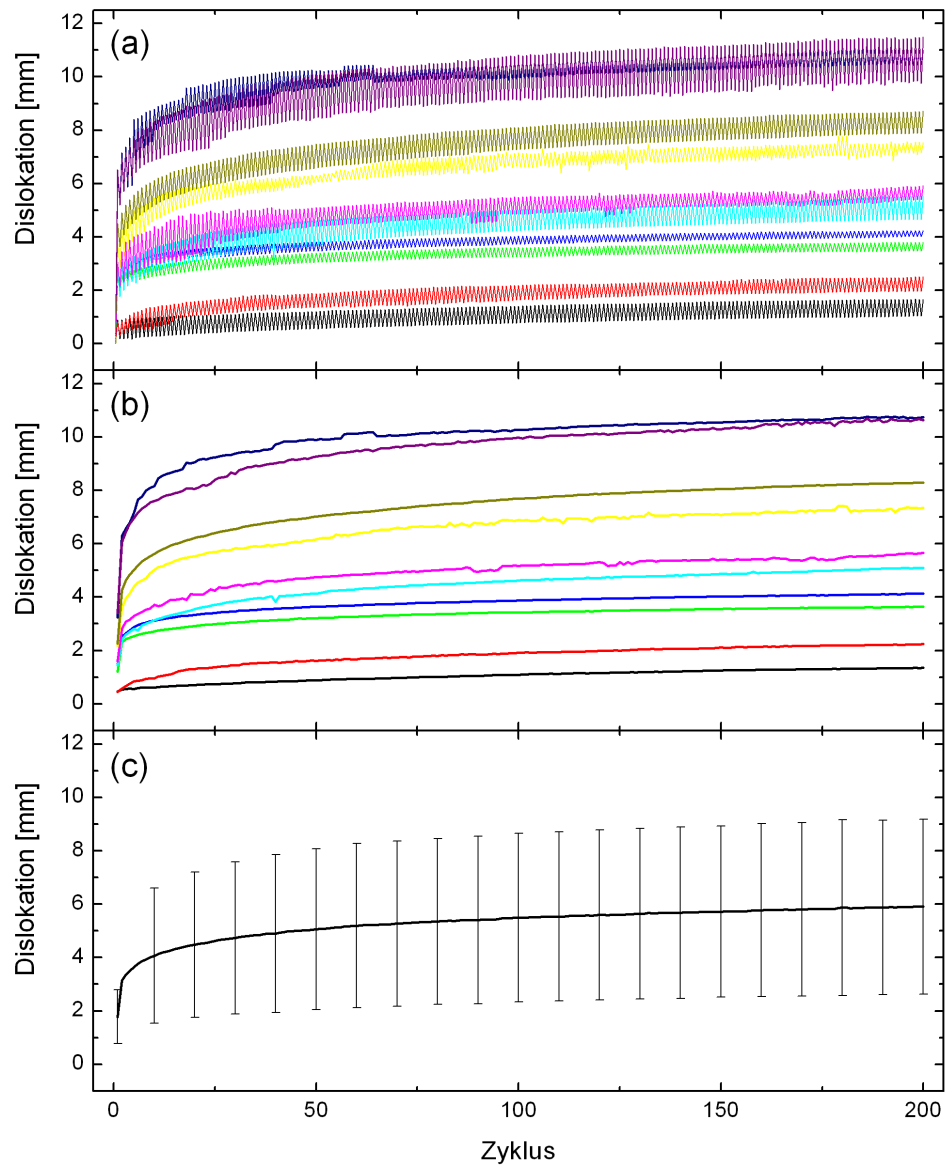


Abb. 3.11.: Schrittweise Auswertung der zyklischen Messungen am Beispiel der Werte des Nahtankers

3.3.1.4. Statistische Auswertung

Die Auswertung der Messwerte erfolgte mit dem Statistikprogramm Origin 7.0 für Windows (OriginLab, Northhampton, USA).

Ausgehend von der Dislokation im letzten Zyklus wurden die folgenden Parameter berechnet:

- Mittelwert
- Standardabweichung
- Standardfehler
- Minimal- und Maximalwert
- 95 % Konfidenzintervall

Der statistische Vergleich der Stichproben erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) anhand einer Varianzanalyse (ANOVA) und der Student Newman Keuls Prozedur als *post-hoc* Verfahren. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ festgelegt.

3.3.2. Maximalversuche

3.3.2.1. Gestaltung der Versuche

Anschließend an die zyklischen Versuche wurde das Tenodesesystem bis zum Versagen der Fixierung einer wachsenden Kraft ausgesetzt. Nur eine Probe versagte bereits während der zyklischen Belastung und konnte deshalb nicht maximal belastet werden.

Während des Versuches wurde eine Kraftdehnungskurve aufgezeichnet (siehe Abbildung 3.10). Nach dem Versagen des Systems wurde hieraus die maximale Kraft F_{max} sowie die maximale Dislokation L_{max} bestimmt. Der Versagensmodus wurde festgehalten.

3.3.2.2. Einstellparameter

An der Materialprüfmaschine wurden die folgenden Parameter vorgegeben:

Traversengeschwindigkeit	100 mm / min
Maximale zyklische Belastung	Zugbelastung bis zum Versagen des Systems (max. 5000 N)
Zugrichtung	parallel zur Humerusachse

3.3.2.3. Ergebnisparameter: Maximalkraft und maximale Dislokation

Die maximale Kraft F_{max} wurde über die Kraftmessdose der Materialprüfmaschine gemessen. Die maximale Dislokation L_{max} wurde analog zur Dislokation unter zyklischer Belastung mit dem Videoextensometer erfaßt.

3.3.2.4. Statistische Auswertung

Die Auswertung der Ausreißversuche zur Maximalkraftbestimmung erfolgte mit dem Statistikprogramm Origin 7.0 für Windows (OriginLab, Northhampton, USA).

Für jedes Tenodeseverfahren wurden sowohl für die Messung der maximalen Kraft als auch der maximalen Dislokation folgende Parameter ermittelt:

- Mittelwert
- Standardabweichung
- Standardfehler
- Minimal- und Maximalwert
- 95 % Konfidenzintervall

Der statistische Vergleich der Stichproben erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) anhand einer Varianzanalyse (ANOVA) und der Student Newman Keuls Prozedur als *post-hoc* Verfahren. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ festgelegt.

3.3.3. Versagensmodus

Alle Versagensmodi wurden nach der Messung der Maximalparameter photographisch festgehalten und in die beiden Kategorien

- Versagen durch die Sehne
- Versagen durch das Fixationsmaterial

eingeteilt.

4. Ergebnisse

Bei jeder Versuchsdurchführung wurde eine Kraftdehnungskurve aufgenommen, aus der die Ergebnisparameter der zyklischen Messung und der maximalen Belastung entnommen wurden. Eine typische Kraftdehnungskurve findet sich in Abb. 3.10 auf S. 31.

Aufgrund der Datenmenge und aus Gründen der Übersichtlichkeit erfolgt die Auswertung der Messungen hier getrennt nach zyklischen und maximalen Versuchen.

4.1. Zyklische Versuche

Die zyklischen Versuche wurden wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben durchgeführt.

4.1.1. Dislokation der Sehne

Um einen statistischen Vergleich vorzunehmen, wurde mit den Messwerten wie im Kapitel 3.3.1.3 beschrieben verfahren.

Statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) ergaben sich ab dem 70. Zyklus zum einen zwischen den Verfahren mit einer Interferenzschraube und mit einer Unterlegscheibe im Vergleich zur transossären Naht nach Post und der Schlüssellochmethode. Wie in Abbildung 4.1 ersichtlich, ist die Dislokation von Sehnen, welche durch die beiden erstgenannten Verfahren fixiert werden, geringer als bei den beiden letztgenannten. Außerdem besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der transossären Naht und dem Nahtankerverfahren.

Die in der Abbildung dargestellten Ergebnisse befinden sich tabellarisch aufgelistet in Anhang A, ebenso wie die Diagramme der einzelnen Dislokationsmessungen. Ausgehend vom letzten Zyklus vor der maximalen Belastung wurde eine statistische Analyse der Dislokation vorgenommen. Sie findet sich in der Tabelle 4.1 auf S. 39.

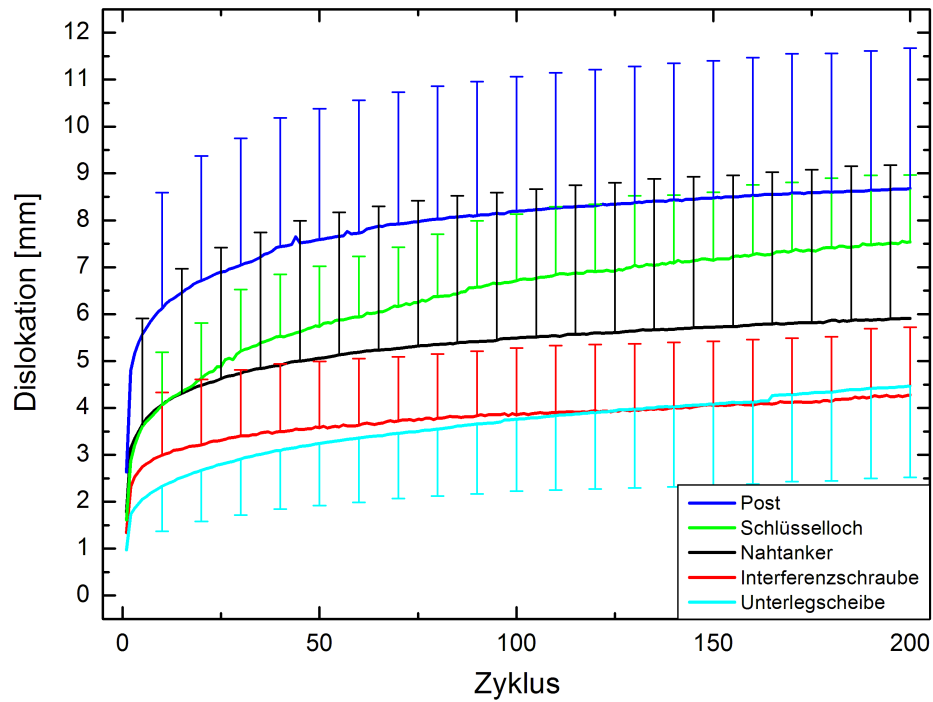


Abb. 4.1.: Ergebnisse der Dislokation unter zyklischer Belastung. Dargestellt sind jeweils Mittelwerte und Standardabweichungen

4.1.2. Versagen während zyklischer Belastung

Das Tenodesesystem versagte während der zyklischen Belastung nur ein einziges Mal, und zwar bei der 5. Probe des Schlüssellochverfahrens (vgl. Tabelle 4.1). Hierbei wurde der Knoten nach dem 64. Zyklus bei einer Kraft von 100 N aus dem Schlüsselloch gezogen.

4. Ergebnisse

Tab. 4.1.: Dislokation [mm] beim letzten Zyklus

Probe Nr.	Post	Schlüsselloch	Nahtanker	Interferenz- schraube	Unterleg- scheibe
1	5,92	5,95	10,63	2,88	1,09
2	7,81	8,32	8,30	3,76	3,59
3	9,89	7,73	4,13	4,11	6,66
4	10,22	6,72	2,24	5,09	6,06
5	10,85	-	10,74	7,49	4,08
6	14,18	9,86	3,64	3,85	2,16
7	8,50	7,90	7,35	3,24	6,08
8	9,79	9,17	5,10	5,41	5,56
9	3,86	5,74	5,66	4,38	6,33
10	5,76	6,49	1,35	2,57	3,31
Mittelwert	8,68	7,54	5,91	4,28	4,49
Standardabweichung	2,99	1,43	3,28	1,44	1,93
Standardfehler	0,94	0,48	1,04	0,46	0,61
Minimum	3,86	5,74	1,35	2,57	1,09
Maximum	14,18	9,86	10,74	7,49	6,66
95% Konfidenz- intervall	6,56 - 10,79	6,47 - 8,61	3,59 - 8,24	3,25 - 5,30	3,12 - 5,86

4.2. Maximalversuche

Alle Versuche zur Ermittlung der Maximalkraft wurden nach der Beschreibung in Kapitel 3.3.2 durchgeführt.

4.2.1. Maximale Kraft F_{max}

Die statistische Auswertung mit dem ANOVA-Verfahren zeigte eine hohe Signifikanz zwischen den Werten der maximalen Kraft ($p < 0,0005$).

Es ergab sich, dass zwischen den Verfahren mit Nahtanker, mit Unterlegscheibe und dem Schlüssellochverfahren keine Signifikanz registriert werden konnte. Wohl gab es aber einen

4. Ergebnisse

signifikanten Unterschied jeweils zwischen diesen dreien, der Interferenzschraube und dem Verfahren nach Post.

Demnach wurde bei der Interferenzschraube eine signifikant höhere Kraft F_{max} gemessen als bei Nahtanker ($p = 0,005$), Unterlegscheibe ($p = 0,012$), Schlüsselloch ($p = 0,05$) und Post ($p = 0,0005$). Andererseits versagt das Verfahren nach Post bei der geringsten Kraft im Vergleich zur Interferenzschraube ($p = 0,0005$), Nahtanker ($p = 0,0005$), Unterlegscheibe ($p = 0,002$) und zum Schlüssellochverfahren ($p = 0,05$).

Die Abbildung 4.2 zeigt einen Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen der verwendeten Verfahren.

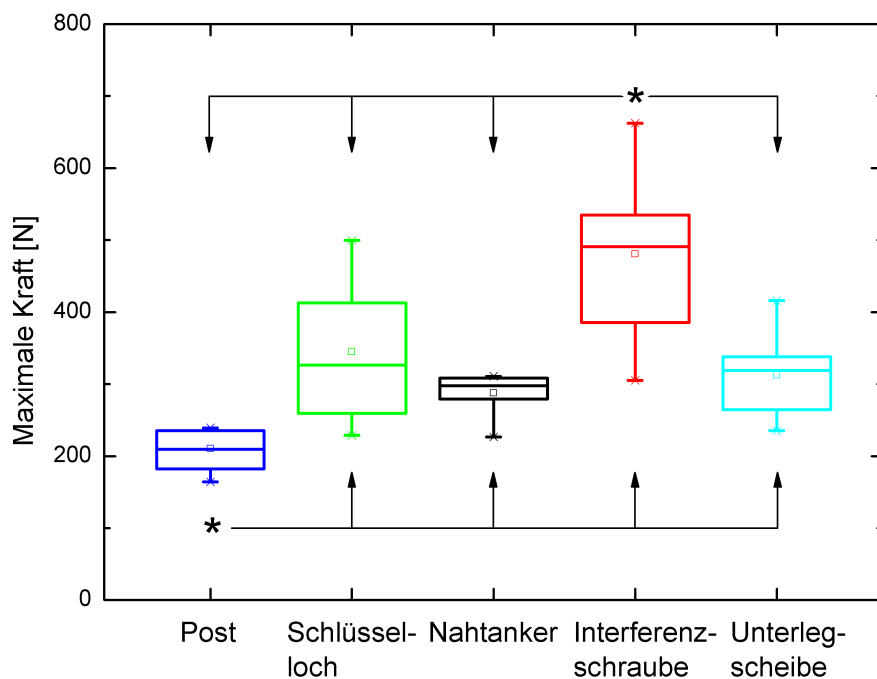


Abb. 4.2.: Ergebnisse der Maximalkraft. Dargestellt sind jeweils der Median, die 25% und 75% Quartile sowie die Extrema. Zusätzlich gezeigt ist der Mittelwert sowie die Signifikanzen: Demnach ist die maximale Kraft bei der Interferenzschraube signifikant am größten, beim Verfahren nach Post signifikant am geringsten verglichen mit allen anderen Verfahren (* : $p < 0,05$, ANOVA).

Die Ergebnisse der Ausreißkräfte nach maximaler Zugbelastung sind der Tabelle 4.2 zu entnehmen.

4. Ergebnisse

Tab. 4.2.: Ergebnisse der Maximalkraft-Messungen [N]

Probe Nr.	Post	Schlüsselloch	Nahtanker	Interferenz- schraube	Unterleg- scheibe
1	239,12	374,60	297,79	535,09	244,43
2	237,80	326,28	259,36	615,19	286,71
3	164,11	412,80	310,17	305,22	318,92
4	182,20	431,00	308,15	332,55	235,31
5	234,65	100,53	226,62	385,64	337,78
6	196,92	256,40	299,94	490,66	415,77
7	235,14	315,70	279,26	662,51	264,23
8	181,92	228,68	299,99	433,01	332,42
9	209,30	259,14	285,16	528,06	326,03
10	224,20	499,75	310,85	520,59	363,13
Mittelwert	210,54	320,49	287,73	480,85	312,47
Standardabweichung	27,68	115,73	26,82	116,47	55,85
Standardfehler	8,75	36,60	8,48	36,83	17,66
Minimum	164,11	100,53	226,62	305,22	235,31
Maximum	239,12	499,75	310,85	662,51	415,77
95% Konfidenz- intervall	190,73 – 230,34	237,70 – 403,27	268,54 – 306,91	397,53 – 564,17	272,52 – 352,43

4.2.2. Maximale Dislokation L_{max}

Die Auswertung mit dem ANOVA-Verfahren zeigte eine hohe Signifikanz zwischen den Werten der Dehnung unter maximaler Zugbelastung, der maximalen Dislokation ($p < 0,0005$).

Der statistische Vergleich ergab, dass die maximale Dislokation bei dem Verfahren unter Verwendung einer Interferenzschraube geringer war als beim Schlüssellochverfahren ($p = 0,0005$), der transossären Naht nach Post ($p = 0,007$) und bei der Unterlegscheibe ($p = 0,038$).

Außerdem waren die Werte beim Verfahren mit einem Nahtanker signifikant geringer im Vergleich zu denen beim Schlüssellochverfahren ($p = 0,05$).

4. Ergebnisse

In der Abbildung 4.3 sind die Ergebnisse der Fixierung mit den verschiedenen Methoden dargestellt.

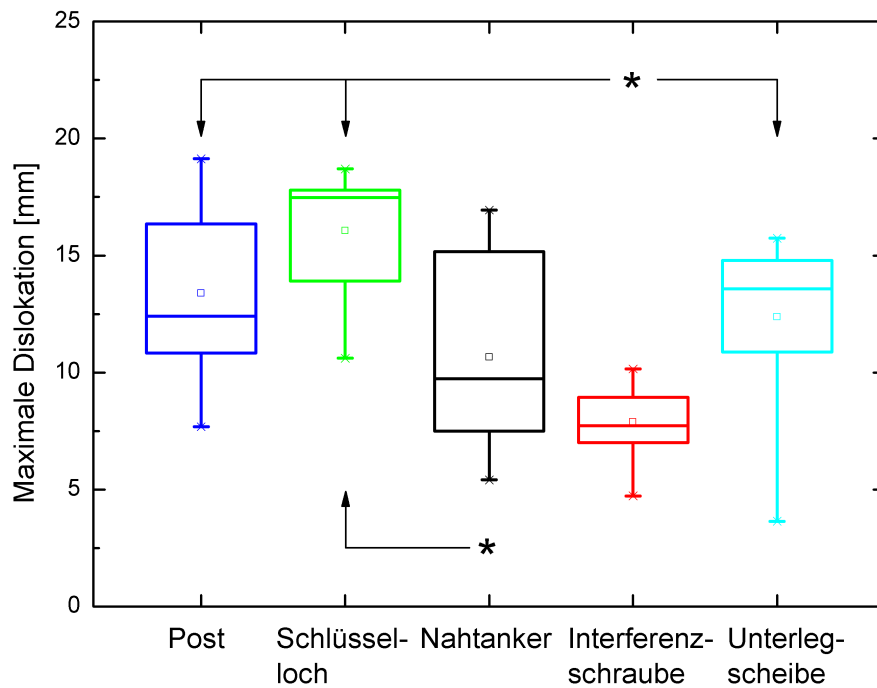


Abb. 4.3.: Ergebnisse der maximalen Dislokation. Dargestellt sind jeweils der Median, die 25% und 75% Quartile sowie die Extrema. Zusätzlich gezeigt ist der Mittelwert sowie die Signifikanzen: Demnach zeigt sich beim Nahtanker eine signifikant geringere maximale Dislokation im Vergleich zum Schlüssel-lochverfahren. Das Verfahren mittels einer Interferenzschraube zeigt eine signifikant kleinere maximale Dislokation verglichen mit der Methode nach Post, dem Schlüssel-lochverfahren und der Unterlegscheibe (* : $p < 0,05$, ANOVA).

Die Ergebnisse der maximalen Dislokation sind in der Tabelle 4.3 aufgeführt.

4. Ergebnisse

Tab. 4.3.: Ergebnisse der Messungen zur maximalen Dislokation [mm]

Probe Nr.	Post	Schlüsselloch	Nahtanker	Interferenz- schraube	Unterleg- scheibe
1	7,68	13,90	15,16	8,94	3,65
2	10,85	10,61	16,95	7,01	9,30
3	10,83	17,80	8,11	4,73	15,74
4	12,41	18,70	5,41	8,05	12,38
5	17,60	10,02	15,23	9,85	13,58
6	19,13	16,38	9,73	7,57	14,77
7	16,36	17,60	10,02	10,15	14,84
8	14,08	13,91	6,55	8,74	13,78
9	10,68	18,19	11,96	7,73	14,79
10	14,33	17,48	7,50	6,11	10,88
Mittelwert	13,40	15,46	10,66	7,89	12,37
Standardabweichung	3,57	3,18	4,01	1,66	3,65
Standardfehler	1,13	1,00	1,27	0,53	1,16
Minimum	7,68	10,02	5,41	4,73	3,65
Maximum	19,13	18,70	16,95	10,15	15,74
95% Konfidenz- intervall	10,84 – 15,95	13,19 – 17,73	7,79 – 13,53	6,70 – 9,08	9,76 – 14,99

4.2.3. Fazit aus den Maximalversuchen

In der Abbildung 4.4 sind die einzelnen Ergebnisse der Maximalversuche zusammengefasst. Dargestellt wurden alle Wertepaare der Maximalkraft F_{max} und der zugehörigen maximalen Dislokation L_{max} (Punkte). Außerdem sind Ellipsen abgebildet, deren Mittelpunkt den Mittelwert eines jeden Verfahrens zeigt und deren Achsen die Standardabweichungen darstellen.

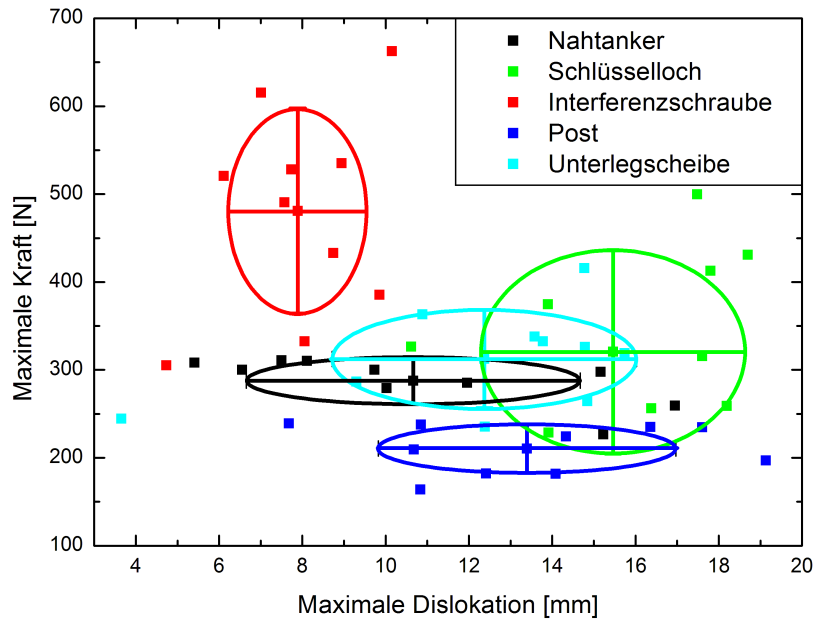


Abb. 4.4.: Ergebnisse der Maximalversuche. Dargestellt sind die Einzelmessungen sowie Mittelwerte und Standardabweichungen für jedes Verfahren.

Daraus wird ersichtlich, dass die Fixierung per Interferenzschraube die beste Stabilität unter maximaler Belastung liefern kann, da hierbei große Kräfte zusammen mit kleinen Dislokationen auftreten.

4.3. Versagensmodus

Die Versagensmodi der verschiedenen Tenodeseverfahren waren für jedes Verfahren charakteristisch und unterschieden sich kaum innerhalb einer Versuchsreihe.

Nach der Auswertung erschien es sinnvoll, die Versagensmodi in zwei Gruppen einzuteilen, indem zwischen Versagen der Sehne und Versagen des Fixationsmaterials unterschieden wurde.

4.3.1. Versagen der Sehne

4.3.1.1. Schlüsselloch

Die Fäden, die den Knoten in der Sehne sichern, wurden aufgrund der angreifenden Kraft durch das Gewebe gezogen. Auf diese Weise dünnte sich der Knoten langsam so stark aus, dass er aus dem dünnen Schlitz des Schlüssellochs herausrutschen konnte. Dies ist in Abbildung 4.5 (a) deutlich sichtbar.

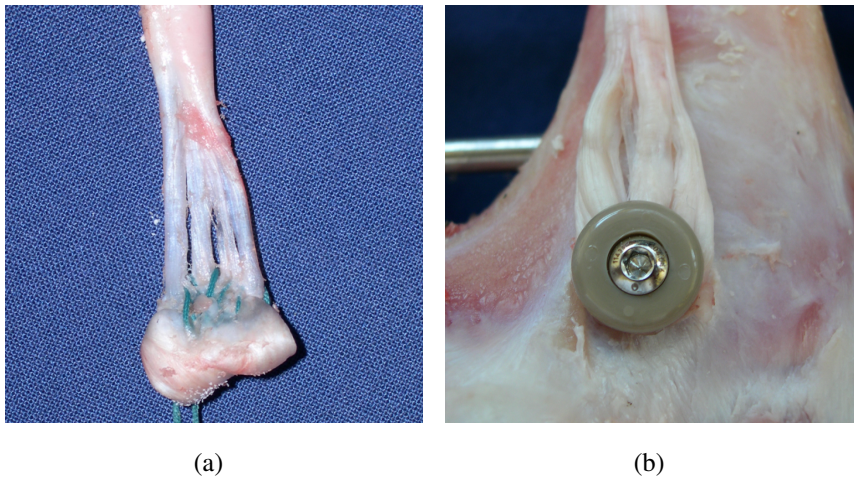


Abb. 4.5.: Versagen der Sehne: (a) Schlüsselloch, (b) Unterlegscheibe

4.3.1.2. Unterlegscheibe

Die Sehne wurde durch den Zug der Materialprüfmaschine unter der Unterlegscheibe herausgezogen. Aus Abbildung 4.5 (b) ist ersichtlich, wie die Spitzen der Unterlegscheibe das Gewebe durchschnitten haben.

4.3.2. Versagen des Fixationsmaterials

4.3.2.1. Post

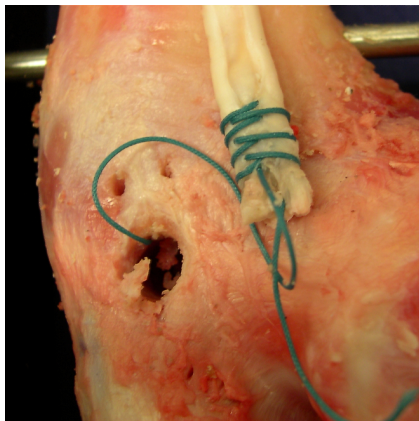
Bei der transossären Naht nach Post riss in allen Fällen der Faden, meist an einer Stelle nahe am fixierenden Knoten auf der Sehne (siehe Abb. 4.6 (a)). Es war deutlich zu erkennen, dass die Armierung infolge der Zugbelastung durch das Gewebe gezogen wurde.

4.3.2.2. Nahtanker

Durch die Zugkraft der Maschine riss bei jeder Versuchsprobe die Fadenschlinge, an der die Fäden befestigt sind (Abb. 4.6 (c)). Die Sehne selbst wurde kaum beschädigt, die Fäden wurden lediglich ein kleines Stück durch das Gewebe gezogen, wie in der Abbildung 4.6 (d) deutlich wird.

4.3.2.3. Interferenzschraube

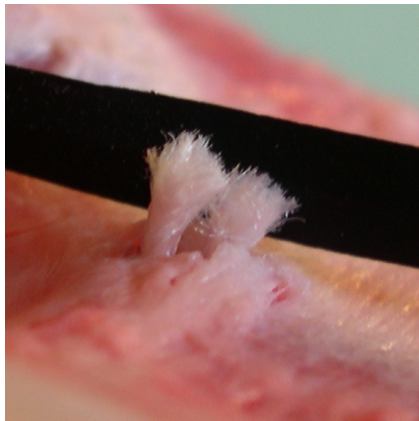
Die Interferenzschraube wurde bei der maximalen Belastung komplett mit der Sehne aus dem Bohrloch herausgezogen, vgl. Abb. 4.6 (b).



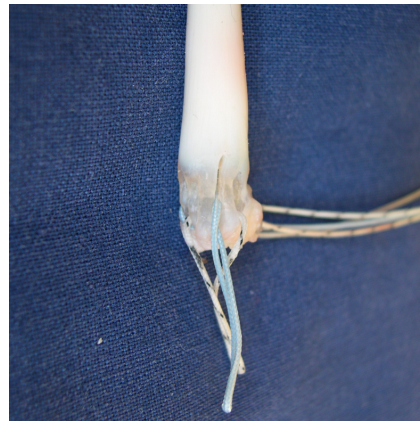
(a)



(b)



(c)



(d)

Abb. 4.6.: Versagen des Fixationsmaterials: (a) Post, (b) Interferenzschraube, (c) Nahtanker Fadenschlinge, (d) Nahtanker Sehne

5. Diskussion

Pathologien des *M. biceps brachii* sind eine häufige Ursache von Schulterschmerzen (SETHI ET AL., 1999; BARBER ET AL., 2001; GILL ET AL., 2001). Beschwerden in der Bizepssehne können durch entzündliche Veränderungen innerhalb der Sehne und dem umgebenden Gewebe entstehen (MURTHI ET AL., 2000). Außerdem sollten auch Instabilitäten und Verletzungen der Sehne behandelt werden. Die unterschiedlichen Methoden einer Versorgung der pathologisch veränderten Bizepssehne gehen bereits auf das frühe 20. Jahrhundert zurück. Teilweise wurde die krankhafte Sehne nicht behandelt, teils aber auch operativ durch eine Tenotomie- oder Tenodesetechnik versorgt (GILCREEST, 1936; ABBOTT UND SAUNDERS, 1939; BASMAJIAN UND LATIF, 1957; NEER, 1972).

Neben Rissen der Sehne sind auch Teilrupturen, die mehr als die Hälfte ihres Durchmessers ausmachen, Indikationen einer Bizepsstenodese oder -tenotomie. Dazu zählen weiterhin Subluxationen und Dislokationen, welche auch zusammen mit Rupturen der Rotatorenmanschette auftreten können. Außerdem kann ein Sehnenabriss des *M. subscapularis* eine Bizepssehnenstenodese erforderlich machen. In diesem Fall wird die Tenodese durchgeführt, um die wiederhergestellte Subscapularissehne zu schützen und um eine Luxation der Bizepssehne zu verhindern. Situationen, in denen es zu einer Autotenodese der Sehne kommen kann, beispielsweise nach Fraktur oder endoprothetischem Ersatz des Schultergelenks, stellen eine weitere Indikation für einen operativen Eingriff dar (HEALEY ET AL., 2001; EDWARDS UND WALCH, 2002; ARMSTRONG, 2004).

Die Diskussion um die angemessene Behandlung einer pathologisch veränderten oder rupturierten Bizepssehne wird auch heute noch kontrovers geführt (WIRTH UND KEYL, 1980; HARRIS ET AL., 1990; BARBER ET AL., 2001).

Durch die Tenodese kann die maximale Ellbogenfunktion bei Flexion und Supination aufrechterhalten werden. So kann ein Kraftverlust verhindert werden, die Ausdauerkraft wird darüber hinaus gegenüber dem präoperativen Zustand sogar verbessert. Daher profitieren vor

allem jüngere, aktive Patienten von einer operativen Wiederverankerung der Bizepssehne im Humerusknochen (KLONZ UND REILMANN, 2000).

Nach einer Tenotomie hingegen wird von einer signifikanten Kraftminderung von 5-20 % bei Flexion und Supination im Ellbogen berichtet (MARIANI ET AL., 1988; WOLF ET AL., 2005). Für ältere Patienten ist die Tenotomie eine potentiell bessere Alternative, da bei diesen der fehlende Heilungsprozess, eine schnellere Rehabilitation und das geringere Operationsrisiko vorteilhaft sind (KLONZ ET AL., 1998; KEMPF ET AL., 1999; GILL ET AL., 2001).

Abgesehen vom Kraftverlust kann die mangelnde Beanspruchung zur Schrumpfung und Atrophie der Sehne führen (GROHER UND ZENKER, 1968). Durch eine Bizepssehnenodesese bleibt jedoch das Verhältnis von Dehnung zu Spannung des Muskels erhalten, da hierbei ein neuer Ansatz zur Bizepsverankerung gebildet wird. So kann das Risiko einer Muskelatrophie vermindert werden (MAZZOCCA ET AL., 2003, 2005).

In diesem Zusammenhang muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass bei länger zurückliegenden Rupturen die Sehne meist schon atrophiert, zusammengerollt und bindegewebig eingehüllt ist, was Schwierigkeiten bei der präparativen Darstellung bereiten kann und so eine Tenodesese unmöglich macht (JUNGMICHEL ET AL., 1986).

Darüber hinaus kann durch eine Tenotomie das für eine Ruptur charakteristische, kosmetisch unästhetische Muskelrelief in Form eines Popeye-Muskels nicht verhindert werden, da sich der Muskelbauch bei einer Kontraktion stark distalisiert (vgl. Abb. 2.3) (KLONZ UND REILMANN, 2000; ZIMMER-AMRHEIN ET AL., 1996).

In der Literatur sind diverse Verfahren einer Bizepsstenodesese beschrieben und diskutiert worden. Prinzipiell kann eine Bizepsstenodesese sowohl in offenen als auch minimalinvasiven und arthroskopischen Operationsverfahren durchgeführt werden. Die transossäre Naht nach Post (POST UND BENCA, 1989) und die Schlüssellochplastik (FROIMSON UND OH, 1975; DEDERICH, 1984; JUNGMICHEL ET AL., 1986; HENNING ET AL., 1989) zählen zu den offen durchgeführten Prozeduren, während die Verfahren mit Interferenzschraube (BOILEAU ET AL., 2002; KLEPPS ET AL., 2002; LO UND BURKHART, 2004; RICHARDS UND BURKHART, 2004; ROMEO ET AL., 2004), Nahtanker (GARTSMAN UND HAMMERMAN, 2000; NORD ET AL., 2005) und Unterlegscheibe (WILEY ET AL., 2004) minimalinvasiv bzw. in einer arthroskopischen Operationstechnik durchgeführt werden können.

Unter den minimalinvasiv-arthroskopischen Verfahren sind Fixierungen von Sehnen mit Hilfe von Nahtankern und Interferenzschrauben etablierte Techniken. So werden diese bereits bei Kreuzbandplastiken im Knie sowie in der Schulterchirurgie bei der Behandlung von Rupturen der Rotatorenmanschette eingesetzt (ROBERTSON ET AL., 1986; STEINER ET AL., 1994; CABORN ET AL., 1997; AUNE ET AL., 1998; WEILER ET AL., 1998; FU ET AL., 1999).

Die jeweils verwendete Methode sollte eine frühe und aktive Bewegung des Armes zulassen, da selbst eine kurze Immobilisationsphase bereits zu einer Schultersteife führen kann (OZALAY ET AL., 2005). Darüber hinaus spielen bei der Wahl des Verfahrens aber auch ökonomische, kosmetische und chirurgische Aspekte eine wichtige Rolle.

Durch Anwendung offener Methoden können auch veraltete Rupturen versorgt werden. Darin liegt gleichzeitig die größte Einschränkung minimalinvasiver Methoden. Da das distale Ende der Sehne bei zurückliegenden Rupturen nicht arthroskopisch identifiziert werden kann, lässt sich das Arthroskop nur dann verwenden, wenn die Sehne lediglich teilweise rupturiert oder subluxiert ist. Bei veralteten Rissen wird also eine offene Technik bevorzugt (GARTSMAN UND HAMMERMAN, 2000; NORD ET AL., 2005). Im Vergleich dazu kann man allerdings bei arthroskopischen Verfahren generell ein kosmetisch besseres Ergebnis erwarten, da es sich um weniger invasive Verfahren handelt.

Außerdem fallen bei offenen Verfahren keine separaten Kosten durch notwendige Implantate an und es werden keine speziellen Operationsapparaturen benötigt, die nicht zum regelmäßig eingesetzten Operationsbesteck gehören. Arthroskopische Verfahren hingegen sind instrumentell aufwendiger.

Ein weiterer Vorteil der offenen Techniken ist die gute Übersicht durch den großen Zugang. Jedoch kann sich dadurch nach der Operation eine Narbe bilden, die das kosmetische Ergebnis der Tenodese beeinträchtigen kann (BECKER UND COFIELD, 1989; SETHI ET AL., 1999). Durch die ausgedehnte Gewebeinzision kann es zu erhöhten postoperativen Schmerzen kommen (BERLEMANN UND BAYLEY, 1995; BOILEAU ET AL., 2002; KLEPPS ET AL., 2002).

Bei der Schlüssellochtechnik ist darüberhinaus zu beachten, dass die Position des Schlüssellochs nicht zu weit distal angelegt wird, da sonst die für eine effektive Tenodese wichtige Vorspannung des Muskels nicht oder nur schwer erreicht werden kann (DEDERICH, 1984).

SENNERICH ET AL. berichten, dass diese Technik auch bei erheblichen degenerativen Sehnenveränderungen eine sichere Verankerung zulässt. Die Autoren schlussfolgern hieraus, dass die Schlüssellochtechnik gerade bei veralteten Rupturen anwendbar sei (SENNERICH ET AL., 1991).

Jedoch besteht durch das relativ große Kortikalisfenster und die damit verbundene Schwächung der Knochenstabilität die Gefahr einer Humerusfraktur auf Höhe des Schlüssellochs (DEDERICH, 1984; JUNGMICHEL ET AL., 1986).

Die minimalinvasiv-arthroskopischen Verfahren unterscheiden sich voneinander u.a. durch die Anzahl der notwendigen Zugänge. Während bei der Interferenzschraube und der Unterlegscheibe nur drei Zugänge nötig sind, werden für die Fixierung mit einem Nahtanker vier bis sechs Zugänge angelegt. Allerdings bietet sich bei letzterer die Möglichkeit, die selben arthroskopischen Instrumente und Implantate, welche auch zur Rotatorenmanschettenrekonstruktion benötigt werden, zu benutzen.

Während bei der Nahtanker-Technik die Fähigkeit des arthroskopischen Knotenknüpfens vorausgesetzt werden muss, handelt es sich bei der Interferenzschraube um eine schnelle, sichere und reproduzierbare Technik, die von LO UND BURKHART sogar ambulant durchgeführt werden konnte (LO UND BURKHART, 2004). Außerdem wird dabei ein mögliches Gleiten der Sehne (*stop-block*-Effekt) verhindert, was eine ideale Vorspannung des Bizepsmuskels ermöglicht. Eine sehr stark ausgedünnte und brüchige Sehne kann allerdings nicht optimal verankert werden (BOILEAU ET AL., 2002).

Durch die Verwendung einer bikortikalen Schraube bei der Unterlegscheibe kann es zu einer Verletzung des *N. radialis* oder des *N. axillaris* kommen. Trotzdem wurde in der vorliegenden Studie diese Art der Fixierung gewählt, da der Vorteil gegenüber einer unikortikalen Fixierung in einer verbesserten Stabilität liegt (WILEY ET AL., 2004). Das Risiko eines Nervenschadens kann zudem minimiert werden, indem die Operation entsprechend BOILEAU ET AL. durchgeführt wird (BOILEAU ET AL., 2002).

Die in der Literatur beschriebenen Tenodeseverfahren unterscheiden sich also deutlich hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit und Risiken. Aus diesen Gründen sollten für jeden Patienten die individuellen Vor- und Nachteile des durchgeführten Verfahrens abgewägt werden (BALL ET AL., 2001). Daneben liegt die Wahl der durchgeführten Technik im Ermessen des Opera-

teurs, vor allem im Hinblick auf sein Können und seine klinische Erfahrung.

Die vorliegende Studie soll einen Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der gebräuchlichen Tenodeseverfahren an einem Modellsystem ermöglichen, um daraus Rückschlüsse über das Verhalten bei wiederholter und maximaler Belastung zu ziehen.

Einer der Kritikpunkte der vorliegenden Studie könnte darin bestehen, dass die Versuche nicht mit menschlichen Präparaten durchgeführt, sondern tierische Knochen und Sehnen als Testmaterial ausgewählt wurden. Es ist bekannt, dass die Wahl der verwendeten Proben starken Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Systems haben kann (KOHN UND ROSE, 1994; RUPP ET AL., 1997; SEIL ET AL., 1998).

Humeri vom Menschen und vom Hausschwein unterscheiden sich äußerlich nur wenig. Da die Knochen für diese Studie gekürzt wurden, um eine adäquate Befestigung an der Materialprüfmaschine zu gewährleisten, spielt die Längendifferenz keine Rolle.

In einer vergleichenden Studie über die Quantität und Qualität mehrerer Knochen von Tier und Mensch konnten AERSSSENS ET AL. zeigen, dass die Zusammensetzung des humanen Knochens kaum von der des Schweineknochens abweicht. Nach der biomechanischen Analyse der Knochen verschiedener Spezies ergab sich u.a. eine hohe Übereinstimmung im Aschegehalt der Knochen von Mensch und Hausschwein. Der Kollagengehalt der Knochen des Schweins ist zwar geringer als beim menschlichen Präparat, allerdings wird dies durch einen höheren Anteil an nichtkollagenösen Proteinen kompensiert, so dass die Summe der Proteine wieder vergleichbar ist. Die Dichtemessung und die Analyse des Mineralgehalts ergab, dass die Präparate von Hund und Schwein dem menschlichen Knochen am nächsten kommen (AERSSSENS ET AL., 1998). Aufgrund dieser Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass Humeri vom Hausschwein ein geeignetes Modell für das Verhalten eines Tenodesesystems im Menschen darstellen.

Abgesehen von der Zusammensetzung ist bei vergleichenden biomechanischen Untersuchungen eine möglichst homogene Gewebequalität ein wichtiges Kriterium. Dies ist in dieser Studie gewährleistet, da darauf geachtet wurde, dass nur Sehnen und Knochen von Schweinen verwendet wurden, die zum Zeitpunkt der Schlachtung ungefähr ein Jahr alt waren und deren Skelettreifung abgeschlossen war. Zusätzlich wurden die Präparate unterschiedlichen Präparationsdatums zufällig einer Versuchsreihe zugeordnet.

Menschliche Präparate können hingegen erst nach dem Tod eines Spenders bei in der Regel eher hohem Lebensalter entnommen werden, wobei hier mit vermehrten degenerativen Veränderungen zu rechnen ist. BEYNNON stellte fest, dass Knochen vom Hausschwein im Vergleich zu humanen Knochen älterer Patienten eine gleichmäßigere Dichteverteilung aufweisen (BEYNNON, 1998). Da in der Literatur die Indikation für die Durchführung einer Bizepstendese für jüngere, meist noch arbeitende und aktive Patienten vorgesehen ist (KLONZ UND REILMANN, 2000), ist davon auszugehen, dass in vitro Versuche mit tierischen Präparaten die Behandlungssituation besser abbilden können (NAGARKATTI ET AL., 2001).

Der Schwerpunkt dieser Studie liegt außerdem in einem relativen Vergleich der Tendeseverfahren. Es ist daher unbedingt notwendig, dass bei allen Versuchsreihen gleiche Ausgangsbedingungen herrschen.

Ausschlaggebend für die Wahl der Sehne war vor allem eine möglichst große Ähnlichkeit zu den Abmessungen der menschlichen Bizepssehne. HABERMEYER ET AL. haben in einer Studie zur funktionellen Anatomie und Biomechanik anthropometrische Daten (Länge, Breite und Querschnittsverhalten) des *Caput longum* erhoben (HABERMEYER ET AL., 1987). Die Gesamtlänge der Sehne beträgt demnach 9,2 cm, während sich das Querschnittsverhalten der Sehne in ihrem Verlauf ändert: Beginnend mit $8,5 \times 2,8$ mm queroval am Ursprung, dann $4,7 \times 2,6$ mm schrägoval an der Stelle der größten Beanspruchung am Sulcuseingang und schließlich $4,5 \times 2,8$ mm rundlichoval vor dem Muskelübergang.

Die lange Bizepssehne des Schweins konnte aufgrund ihrer Länge von 5 cm nicht für den Versuchsaufbau verwendet werden. In der vorliegenden Studie wurde daher die tiefe Beugesehne des *M. flexor digitalis profundus* des Schweins verwendet. Sie ist durchschnittlich $9,5 \pm 0,5$ cm lang bei einem Durchmesser von $6,1 \pm 0,5$ mm. Da lt. HABERMEYER ET AL. eine mögliche Rupturstelle der Bizepssehne meist intrakapsulär liegt, also zwischen Ursprung und Stelle der größten Beanspruchung, eignet sich die tiefe Beugesehne des Schweins aufgrund ihrer Abmessungen gut zum Vergleich mit der humanen Bizepssehne (HABERMEYER ET AL., 1987).

BROWN ET AL. verwenden ebenfalls tierische Sehnen (vorderes Kreuzband des Rindes) als Modellsystem. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die Eigenschaften tierischer Präparate denen von jungen humanen Sehnen sehr ähnlich sind - im Gegensatz zu Sehnen

älterer Patienten (BROWN ET AL., 1996).

Ein großer Vorteil der in der vorliegenden Studie verwendeten Sehne vom Hausschwein ist darüber hinaus, dass bei der Präparation ihr Knochenansatz erhalten werden konnte. Dieser eignete sich zur bestmöglichen Fixierung der Sehne an der Materialprüfmaschine. Das Bohrloch war mit einem Durchmesser von 2 mm zu gering, um eine Auswirkung auf die Sehne oder ihren Ansatz zu haben.

Die Halterung des Humerusknochens an der Materialprüfmaschine wurde speziell für diese Studie konstruiert. Ziel war es, den Knochen so zu befestigen, dass weder eine Auslenkung in die horizontale noch in die vertikale Richtung möglich ist. Dies wurde durch die Fixierung an vier Stellen des Humerus sichergestellt.

Dabei wurde gleichzeitig darauf geachtet, dass diese Bohrlöcher mindestens zwei Zentimeter Abstand zu der Lokalisationsstelle der geplanten Bizepsstenodese hatten, um eine eventuelle Beeinflussung des Tenodesesystems, vor allem im Hinblick auf den Versagensmodus, zu verhindern. Ähnliche Knochenbefestigungen sind bereits bei vergleichbaren biomechanischen Studien verwendet worden (JAYAMOORTHY ET AL., 2004; MAZZOCCA ET AL., 2005).

Die Dislokation unter zyklischer Belastung wurde fixationsnah mit Hilfe eines optischen Videoextensometers gemessen. Im Vergleich zu einer Messung der Dislokation über die Positionsänderung der Traverse der Materialprüfmaschine kann hier die Dehnung des Fixationsdrahtes und der Sehne die Ergebnisse nicht beeinflussen, der Fehler dieser Messung kann also minimiert werden.

Analog zu anderen biomechanischen Studien wurde die Zugrichtung parallel zur Humerusachse gewählt, dies entspricht der Belastungssituation der Bizepssehne *in vivo* (JAYAMOORTHY ET AL., 2004; MAZZOCCA ET AL., 2005; OZALAY ET AL., 2005; RICHARDS UND BURKHART, 2005; WOLF ET AL., 2005). Strukturelle Eigenschaften einer Verbindung von Gewebe und Knochen hängen stark von der gewählten Zugrichtung ab, weshalb eine parallele Anordnung immer bevorzugt werden sollte, damit alle Fasern gleichermaßen entlang ihrer funktionellen und anatomischen Ausrichtung beansprucht werden. Eine schräg angreifende Kraft würde hingegen zu einem stetigen Faserversagen an der Stelle der durchgeführten Tenodese führen.

Zu Beginn einer jeden Messung wurde die Sehne durch eine Kraft von 5 N vorgespannt.

Es schlossen sich 200 Zyklen zwischen 10 und 100 N an, die mit einer Geschwindigkeit von 100 mm/min durchgeführt wurden. Diese Einstellparameter orientieren sich an Werten vergleichbarer Studien.

WOLF ET AL. verwenden eine maximale zyklische Kraft von 50 N (WOLF ET AL., 2005), da dies in etwa der Kraft entspricht, welche der Bizeps aufbringen muss, um den Unterarm bei 90° Beugung entgegen der Schwerkraft zu halten (NORDIN UND FRANKEL, 2001).

MAZZOCCA ET AL. ermittelten die angesetzte Kraft für die zyklische Belastung in Vorversuchen. Hierbei bestimmten sie die durchschnittliche maximale Versagenskraft einer Bizeps-tenodese und setzten dann die Hälfte dieses Wertes (100 N) als obersten Wert der zyklischen Belastungen an (MAZZOCCA ET AL., 2005).

Über die tatsächlichen Kräfte, die in der Sehne in vivo herrschen, finden sich kaum Belege in der Literatur. Lediglich eine Studie ermittelten eine mittlere Ausreißkraft des nativen Sehnenankers von 459 N (BERNAS ET AL., 2005).

Die verwendeten Kräfte in der vorliegenden Studie fallen in den Bereich der vergleichbaren Studien und simulieren demnach eine Bewegung des Oberarms bei leichter Belastung.

In der Literatur finden sich bereits einige klinische Studien, die unterschiedliche Methoden der Bizepssehntenodese vorstellen. Dennoch gibt es bislang wenige Untersuchungen, welche die primäre Stabilität und das Verhalten unter zyklischer Belastung dieser Tenodesysteme biomechanisch analysiert haben. Im Folgenden wird aufgezeigt werden, wie sich diese voneinander und von der vorliegenden Studie unterscheiden und worin der Grund der teils unterschiedlichen Ergebnisse liegt.

In dieser Arbeit wurden fünf verschiedene Tenodeseverfahren biomechanisch miteinander verglichen. Dabei wurden vor allem zwei Parameter berücksichtigt: Wie stabil ist die jeweilige Verbindung zwischen Sehne und Knochen (maximale Ausreißkraft) und kann sie wiederholter Bewegung standhalten (zyklische Belastung) ?

Bei zyklischer Belastung zeigte sich, dass bei den Verfahren mit einer Interferenzschraube und mit einer Unterlegscheibe eine geringere Dislokation als bei der transossären Naht nach Post und der Schlüssellochmethode auftritt. Außerdem besteht ein signifikanter Unterschied zwischen dem transossären Tunnel und dem Nahtankerverfahren.

MAZZOCCA ET AL. führten in ihrer biomechanischen Studie ebenfalls zyklische Messun-

gen durch (MAZZOCCA ET AL., 2005). Sie dokumentierten das Verhalten der Sehne nach 5000 Zyklen bei 1 Hz der folgenden vier Tenodeseverfahren: die transossäre Naht, die Methode unter Verwendung zweier Nahtanker und schließlich zwei verschiedene Arten der Tenodese mit einer Interferenzschraube. Letztere unterschieden sich hauptsächlich in der Länge der Schrauben und der Lokalisation der am Humerus durchgeführten Tenodese.

Nach der periodischen Belastung stellten MAZZOCCA ET AL. fest, dass die Dislokation bei der transossären Naht signifikant am größten ist. Obwohl in dieser Studie das Tenodesesystem mit mehr Zyklen belastet wurde, stimmt dieses Teilergebnis mit den Erkenntnissen der vorliegenden Studie überein. Außerdem decken sich beide Arbeiten insofern, dass kein signifikanter Unterschied zwischen einer Fixierung mit Nahtanker und den Interferenzschrauben nach zyklischer Belastung festgestellt werden konnte.

Zusammenfassend ergibt sich, dass bei einer Tenodese mit Interferenzschraube und Unterlegscheibe die geringste zyklische Dislokation auftritt. Diese Erkenntnisse können klinisch in Bezug auf die für den Patienten vorgesehenen postoperativen Rehabilitationsanwendungen von Bedeutung sein, da man davon ausgehen kann, dass es bei diesen Tenodesetechniken nach Belastungen kleiner als 100 N zu keiner signifikanten Dislokation kommt.

So können Patienten, die eine Tenodese mit einer Interferenzschraube oder einer Unterlegscheibe erhalten haben, ein forciertes Rehabilitationsprogramm durchführen, um von einer schnellen Wiederherstellung der vollen Beweglichkeit zu profitieren.

In der vorliegenden Studie zeigten die postzyklischen Messungen, dass eine Fixierung mit einer Interferenzschraube der signifikant höchsten axialen Belastung standhalten kann.

Ähnliche Ergebnisse wurden bereits in der Literatur veröffentlicht: RICHARDS UND BURKHART verglichen in ihrer biomechanischen Studie die maximalen Versagenskräfte einer Interferenzschrauben- mit einer Nahtankertenodese (RICHARDS UND BURKHART, 2004). Sie erkannten in Übereinstimmung mit dieser Arbeit, dass durch die Fixierung mit der Interferenzschraube ($233,5 \pm 55,5$ N) signifikant höhere Werte im Vergleich zu den Nahtankern ($135,5 \pm 37,8$ N) gemessen werden konnten.

OZALAY ET AL. stellten beim Vergleich von mehreren Tenodesesystemen ebenfalls fest, dass die Technik mit Interferenzschraube ($243,3 \pm 72,4$ N) signifikant höheren maximalen Ausreißkräften standhielt als die Schlüssellochmethode ($101,7 \pm 27,9$ N) (OZALAY ET AL.,

2005).

Damit wird die Tenodese mittels Interferenzschraube von mehreren unabhängigen Studien als stabilstes Verfahren hervorgehoben.

Betrachtet man die Statistik der in dieser Studie erhobenen Daten bei Messungen mit einer Interferenzschraube, so finden sich Werte zwischen 305,2 N und 662,5 N, was sich auch in der relativ hohen Standardabweichung von 116,5 N widerspiegelt. Ähnliches konnte bei der Auswertung des Schlüssellochverfahrens beobachtet werden: Während das System in einer Messung bereits während der zyklischen Belastung versagte (also nur einer maximalen Kraft von ca. 100 N standhielt) wurden sonst Werte bis zu 499,8 N festgestellt. Dem gegenüber sind die Standardabweichungen der Verfahren mit Nahtanker (26,8 N) und der transossären Naht (27,7 N) sehr gering, was in der Versagensart begründet liegt. So spielt hier nicht der Beschaffenheit der Sehne die ausschlaggebende Rolle, sondern die Reißfestigkeit des verwendeten Fadenmaterials als schwächster Punkt innerhalb dieser Tenodesesysteme. Jedes Verfahren ist also nur so stabil wie der dabei verwendete Faden.

Bei der transossären Naht nach Post konnten im Mittel nur $210,5 \pm 27,7$ N als maximale Kraft gemessen werden, dieses Tenodesesystem versagt also bei signifikant geringeren Werten als die anderen in dieser Studie berücksichtigten Verfahren. In der Studie von OZALAY ET AL. zählt die transossäre Naht hingegen zu den stabileren Methoden: Mit Werten von $229,2 \pm 44,1$ N ist sie signifikant robuster als die Schlüssellochplastik ($101,7 \pm 27,9$ N) und das Verfahren mit Nahtankern ($129,0 \pm 16,6$ N) (OZALAY ET AL., 2005). Ein möglicher Grund dafür mag in einer abweichenden Wahl des Sehnenmaterials liegen (Schaf), auf diese Problematik wird später näher eingegangen.

JAYAMOORTHY ET AL. verglichen in ihrer Studie das biomechanische Verhalten von metallischen und resorbierbaren Interferenzschrauben mit dem Schlüssellochverfahren (JAYAMOORTHY ET AL., 2004). Dabei gab es einen signifikanten Unterschied zwischen dem Schlüssellochverfahren (303 ± 64 N) und der metallischen Interferenzschraube (210 ± 62 N), die bioresorbierbare Schraube zeigte mit 243 ± 63 N keine Signifikanz zu den beiden anderen Verfahren. Verschiedene Interferenzschrauben weisen also unterschiedliche biomechanischen Eigenschaften auf.

MAZZOCCA ET AL. konnten in ihrer Studie keinen signifikanten Unterschied zwischen den

maximalen Kräften der getesteten Verfahren erkennen. Allerdings war hier die Maximalkraft diejenige Kraft, welche bei einer Dislokation von 100 mm auftrat, ein komplettes Versagen des Tenodesesystems wurde nicht herbeigeführt (MAZZOCCA ET AL., 2005). Aus diesem Grund sind die absoluten Werte der Maximalkraft in dieser Studie geringer als in der vorliegenden Studie. Es sollte an dieser Stelle erwähnt werden, dass von MAZZOCCA ET AL. nicht untersucht wurde, ob die verwendete Probenanzahl von fünf Stück statistisch ausreichend ist.

Zusammenfassend lässt sich erkennen, dass die verschiedenen biomechanischen Untersuchungen teilweise unterschiedliche absolute Werte für die maximale Versagenskraft liefern. Diese sind von mehreren Parametern abhängig:

Wesentlich scheint dabei die Wahl des verwendeten Transplantats zu sein. Betrachtet man beispielsweise die absoluten Kräfte der Messungen mit Nahtankern, so fällt auf, dass die Ergebnisse der vorliegenden Studie rund doppelt so groß sind wie in anderen Untersuchungen. So ermittelten MAZZOCCA ET AL. 164,8 N (MAZZOCCA ET AL., 2005), während OZALAY ET AL. 129,0 N (OZALAY ET AL., 2005) und RICHARDS UND BURKHART 135,5 N (RICHARDS UND BURKHART, 2005) erhoben.

In diesen biomechanischen Analysen wurden stets Mitek Fadenanker (Mitek, Norwood, MA, USA) aus Titan eingesetzt, lediglich die Art und Anzahl der Anker sowie die verwendeten Fäden variierten. So benutzten MAZZOCCA ET AL. zwei Mitek GII Nahtanker mit No 2 Fiberwire Fäden, während RICHARDS UND BURKHART zwei dieser Nahtanker mit No 2 Ethibond Fäden einsetzten. Die Anker des Typs GII werden durch zwei entgegengesetzte Stabilisatoren gehalten, welche durch Zug an den Fadenenden im Knochen fixiert werden. Der SuperAnchor hingegen, welcher von OZALAY ET AL. mit No 2 Ethibond Fäden verwendet wurde, hat vier solcher Stabilisatoren.

In der vorliegenden Studie wurde ein resorbierbarer Bio-Corkscrew Fadenanker (Arthrex, Naples, FL, USA) aus Poly-L-Lactid-Säure (PLLA) verwendet. Im Gegensatz zu den Mitek Fadenankern muss hierbei im Knochen kein Bohrloch angebracht werden, sondern, je nach Knochenqualität, ein Pilotloch gestanzt oder ein Gewinde vorgeschritten werden. Am Fadenanker selbst befindet sich ein Spongiosagewinde. Auf einen zweiten Nahtanker wurde verzichtet, da dies in eigenen Vorversuchen zu keiner höheren maximalen Ausreißkraft führte.

Dies lässt die Vermutung zu, dass die voneinander abweichenden Ergebnisse der maximalen

Ausreißkräfte u.a. auf die Verwendung unterschiedlicher Anker zurückgeführt werden kann.

Ein Vergleich dieser Studien lässt ebenfalls die Vermutung zu, dass durch einen No 2 Fiberwire Faden höhere Kräfte (MAZZOCCA ET AL.: 164,8 N) im Vergleich zum No 2 Ethibond Faden (OZALAY ET AL.: 129,0 N, RICHARDS UND BURKHART: 135,5 N) erreicht werden können.

Diese These bestätigt sich zusätzlich anhand der Resultate der transossären Naht: Indem MAZZOCCA ET AL. einen No 2 Fiberwire einsetzte, konnte eine höhere maximale Versagenskraft (242,4 N) erreicht werden als in den Studien, die einen No 2 Ethibond Faden verwendeten (OZALAY ET AL.: 229,2 N, diese Studie: 210,5 N).

In experimentellen Studien wurde oft eine Abhängigkeit der Maximalkraft vom verwendeten Implantat beobachtet. So wird z.B. ein sehr unterschiedliches Verhalten einer Sehne nach Interferenzschraubenfixierung bei maximaler Belastung dokumentiert (CABORN ET AL., 1998; STADELMAIER ET AL., 1999; BRAND ET AL., 2000; WEILER ET AL., 2000). Die dort ermittelten Kräfte reichen von 240 N bis 530 N, abhängig von Typ und Länge der Schraube sowie vom Durchmesser des Bohrkanals.

Entsprechendes ergibt auch der Vergleich von Studien zur Bizepssehnenotenodese. Auch hier werden unterschiedliche Werte gemessen, abhängig vom verwendeten Material. So erreichte MAZZOCCA ET AL. mit einer 8×23 mm Interferenzschraube (Arthrex, Naples, FL, USA) und einem No 2 Fiberwire Faden 237,6 N (MAZZOCCA ET AL., 2005), während in der vorliegenden Arbeit mit einer 7×23 mm Interferenzschraube bei Verwendung des gleichen Fadens 480,9 N gemessen werden konnten.

Dennoch scheint nicht nur die Abmessungen der Implantate allein für die Unterschiede verantwortlich zu sein: Die Art der verwendeten Spezies spielt als weiterer Faktor eine wichtige Rolle im Hinblick auf die maximale Versagenskraft: Denn obwohl OZALAY ET AL. mit einer 8×25 mm Soft Titan Schraube ein anderes Produkt als JAYAMOORTHY ET AL. mit einer Sy-sorb Schraube verwenden, wird in beiden Studien die selbe Versagenskraft (243 N) ermittelt (JAYAMOORTHY ET AL., 2004; OZALAY ET AL., 2005). Dies könnte damit erklärt werden, dass beide Autoren Sehnen von Schafen verwenden, die folglich gleiche Eigenschaften (wie z.B. Zusammensetzung, Dehnungsverhalten) aufweisen.

Ebenso kann man die Ergebnisse der Interferenzschraube von MAZZOCCA ET AL.

(237,6 N) mit denen von RICHARDS UND BURKHART (233,5 N) vergleichen. Darin werden unterschiedliche Implantate verwendet, jedoch jeweils humane Sehnen (MAZZOCCA ET AL., 2005; RICHARDS UND BURKHART, 2005).

Der Einfluss dieses Faktors wird auch durch einen Vergleich der vorliegenden Studie zu MAZZOCCA ET AL. deutlich: Obwohl sich der Durchmesser der Interferenzschrauben lediglich um einen Millimeter unterscheidet, weichen die Ergebnisse beträchtlich voneinander ab.

Die Ergebnisse der maximalen Kräfte bei der Schlüssellochplastik unterstreichen dies noch zusätzlich: Zwar stimmen die eingesetzten Fäden in der vorliegenden Studie mit denen von OZALAY ET AL. überein (No 2 Ethibond), dennoch unterscheiden sich die gemessenen Werte deutlich. Während bei OZALAY ET AL. die Schafssehne im Mittel nur 101,7 N halten konnte, versagte die Sehne des Hausschweins in dieser Studie erst bei 320,5 N.

Andererseits beeinflussen sicherlich auch die Versuchsanordnung und die Messparameter die Ergebnisse der Studien. Zwei Autoren (JAYAMOORTHY ET AL.; MAZZOCCA ET AL.) führten vor der Messung der Versagenskraft zyklische Versuche durch. Dadurch wurden die Sehnen vorbelastet, gedehnt und das Tenodesesystem beansprucht. Allerdings variierten die Einstellungen auch hier: Während JAYAMOORTHY ET AL. 20 Zyklen zwischen 20 N und 70 N bei einer Frequenz von 0,1 Hz durchführte, setzten MAZZOCCA ET AL. die Sehnen 5000 Zyklen zwischen 11 N und 100 N bei einer Frequenz von 1 Hz aus (JAYAMOORTHY ET AL., 2004; MAZZOCCA ET AL., 2005). In der vorliegenden Studie wurden 200 Zyklen zwischen 10 N und 100 N gewählt bei einer Traversengeschwindigkeit von 100 mm/min.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die ermittelten Absolutwerte der Maximalkraft nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse beim Menschen übertragbar sind, da die Kräfte entscheidend von den verwendeten Fixationsmaterialien, von den verwendeten Spezies und von den Messparametern abhängen. Ein relativer Vergleich bei ausschließlicher Änderung der Fixationsmethode ist jedoch möglich.

6. Schlussfolgerungen

Ziel dieser Arbeit war eine systematische Charakterisierung der Stabilität gebräuchlicher operativer Techniken der Bizepssehnenfixierung am Humerus (Bizepssehnen Tenodese).

Es wurden fünf verschiedene offene und minimalinvasive / arthroskopische Techniken biomechanisch untersucht und im Bezug auf die Stabilität unter wiederholter Belastung sowie auf das Verhalten bei maximaler Belastbarkeit miteinander verglichen: 1. Tenodese mit einer Interferenzschraube, 2. Tenodese mit einem Nahtanker, 3. Tenodese mit einer Ligament-Unterlegscheibe, 4. Transossäre Naht nach Post, 5. Schlüssellochtechnik.

Die verschiedenen Tenodeseverfahren unterscheiden sich bezüglich der Dislokation unter zyklischer Belastung, der maximalen Ausreißkraft und des Versagensmodus.

Bei zyklischer Belastung zeigte sich, dass bei den Verfahren mit einer Interferenzschraube und mit einer Unterlegscheibe eine geringere Dislokation als bei der transossären Naht nach Post und der Schlüssellochmethode auftritt. Außerdem besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der transossären Naht und dem Nahtankerverfahren.

Dem Umstand, dass es zu einer signifikanten Dislokation unter zyklischer Belastung kommen kann, sollte bei der Rehabilitation Rechnung getragen werden, insbesondere in Bezug auf eine aggressive Nachbehandlung.

Die maximale Ausreißkraft bei der Tenodese mit Interferenzschraube war signifikant höher als bei allen anderen Techniken. Bei der transossären Naht nach Post zeigte sich die geringste maximale Ausreißkraft.

Betrachtet man die Dislokation bei maximaler Ausreißkraft, so zeigte sich, dass beim Verfahren mit Interferenzschraube eine signifikant geringere Dislokation auftritt als bei einer Fixierung mittels einer Unterlegscheibe, der Methode nach Post und der Schlüssellochmethode. Außerdem wurde eine signifikant geringere Dislokation der Schlüssellochtechnik im Vergleich zum Nahtanker gefunden.

Es zeigte sich, dass es unter wiederholter Lasteinwirkung zu einem Versagen des Tenodese-

systems kommen kann. Der Versagensmodus war für das jeweilige Verfahren charakteristisch.

In Hinblick auf die in dieser Studie gezeigten Ergebnisse und die Resultate anderer biomechanischer Studien besteht ein Unterschied in den biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Techniken einer Bizepsstenodese. So konnte gezeigt werden, dass die Fixierung durch eine Interferenzschraube - aus rein biomechanischer Sicht - den anderen getesteten Verfahren sowohl in ihrem zyklischen Verhalten als auch bei maximalen Belastungen überlegen ist.

Dieser Erkenntnis sollte sich ein Operateur bewusst sein, um sie bei der Entscheidungsfindung, welche Methode zur Bizepsstenodese benutzt wird, mit einzubeziehen.

7. Literaturverzeichnis

1. Abbott L, Saunders J (1939) Acute Traumatic Dislocation of the Tendon of the Long Head of the Biceps Brachii. A Report of Six Cases with Operative Findings. *Surgery*, 6:817–840
2. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J (1998) Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research¹. *Endocrinology*, 139(2):663–670
3. Ahmad C, ElAttrache N (2003) Arthroscopic Biceps Tenodesis. *Orthop Clin North Am*, 34(4):499–506
4. Aldinger G, Wüst J (1979) Operative Behandlung der Bicepssehnenrupturen. *Aktuel Traumatol*, 9:159–164
5. Armstrong A (2004) Biceps Tenodesis versus Tenotomy. *Curr Opin in Orthopaed*, 15(4):239–241
6. Aune A, Ekeland A, Cawley P (1998) Interference Screw Fixation of Hamstring vs Patellar Tendon Grafts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Knee Surg Sport Tr A*, 6(2):99–102
7. Ball C, Galatz L, Yamaguchi K (2001) Tenodesis or Tenotomy of the Biceps Tendon: Why and When to do it. *Tech Shoulder Elbow Surg*, 2(3):140–152
8. Barber F, Byrd J, Wolf E, Burkhart S (2001) How would you Treat the Partially Torn Biceps Tendon? *Arthroscopy*, 17(6):636–639
9. Basmajian J, Latif A (1957) Integrated Actions and Functions of the Chief Flexors of the Elbow: A Detailed Electromyographic Analysis. *J Bone Joint Surg*, 39(5):1106–1118

10. Becker D, Cofield R (1989) Tenodesis of the Long Head of the Biceps Brachii for Chronic Bicipital Tendinitis. Long-term Results. *J Bone Joint Surg*, 71(3):376–381
11. Berlemann U, Bayley I (1995) Tenodesis of the Long Head of Biceps Brachii in the Painful Shoulder: Improving Results in the Long Term. *J Shoulder Elb Surg*, 4(6):429–435
12. Bernas J, Fineberg M, Bansal V, Mihalko W, Biomechanical Comparison of Tenodesis Techniques for the Long Head of the Biceps. In: 51st Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, Washington, 2005
13. Beynnon B (1998) In Vitro Testing Protocols for the Cruciate Ligaments and Ligament Reconstructions. *Knee Surg Sport Tr A*, 6:70–76
14. Boileau P, Krishnan S, Coste J, Walch G (2002) Arthroscopic Biceps Tenodesis: a New Technique Using Bioabsorbable Interference Screw Fixation. *Arthroscopy*, 18(9):1002–1012
15. Brand J, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson D, Caborn D (2000) Interference Screw Fixation Strength of a Quadrupled Hamstring Tendon Graft is Directly Related to Bone Mineral Density and Insertion Torque. *Am J Sport Med*, 28(5):705–710
16. Brown G, Peña F, Grøntvedt T, Labadie D, Engebretsen L (1996) Fixation Strength of Interference Screw Fixation in Bovine, Young Human, and Elderly Human Cadaver Knees: Influence of Insertion Torque, Tunnel-Bone Block Gap, and Interference. *Knee Surg Sport Tr A*, 3(4):238–244
17. Burkhart S, Fox D (1992) SLAP Lesions in Association with Complete Tears of the Long Head of the Biceps Tendon: A Report of two Cases. *Arthroscopy*, 8(1):31–35
18. Burkhart S, Diaz Pagan J, Wirth M, Athanasiou K (1997) Cyclic Loading of Anchor-Based Rotator Cuff Repairs: Confirmation of the Tension Overload Phenomenon and Comparison of Suture Anchor Fixation with Transosseous Fixation. *Arthroscopy*, 13(6):720–724

19. Caborn D, Urban Jr W, Johnson D, Nyland J, Pienkowski D (1997) Biomechanical Comparison between BioScrew and Titanium Alloy Interference Screws for Bone-Patellar Tendon-Bone Graft Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy*, 13(2):229–232
20. Caborn D, Coen M, Neef R, Hamilton D, Nyland J, Johnson D (1998) Quadrupled Semitendinosus-Gracilis Autograft Fixation in the Femoral Tunnel: A Comparison Between a Metal and a Bioabsorbable Interference Screw. *Arthroscopy*, 14(3):241–245
21. Dederich R (1984) Die Risse der Bizepssehnen unter besonderer Berücksichtigung der Schlüsselloch-Operation. *Unfallheilkunde*, 87(1):13–19
22. Dines D, Warren R, Inglis A (1982) Surgical Treatment of Lesions of the Long Head of the Biceps. *Clin Orthop*, 164:165–171
23. Eakin C, Faber K, Hawkins R, Hovis W (1999) Biceps Tendon Disorders in Athletes. *J Am Acad Orthop Sur*, 7(5):300–310
24. Edwards T, Walch G (2002) Biceps Tenodesis: Indications and Techniques. *Oper Techn Sport Med*, 10(2):99–104
25. Froimson A, Oh I (1975) Keyhole Tenodesis of Biceps Origin at the Shoulder. *Clin Orthop Relat R*, 112:245–249
26. Fu F, Bennett C, Lattermann C, Ma C (1999) Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Part 1: Biology and Biomechanics of Reconstruction. *Am J Sport Med*, 27(6):821–830
27. Gartsman G, Hammerman S (2000) Arthroscopic Biceps Tenodesis: Operative Technique. *Arthroscopy*, 16(5):550–552
28. Gerber C, Schneeberger A, Beck M, Schlegel U (1994) Mechanical Strength of Repairs of the Rotator Cuff. *J Bone Joint Surg*, 76(3):371–380

29. Gilcreest E (1936) Dislocation and Elongation of the Long Head of the Biceps Brachii. An Analysis of Six Cases. *Ann Surg*, 104(1):118–138
30. Gill T, McIrvin E, Mair S, Hawkins R (2001) Results of Biceps Tenotomy for Treatment of Pathology of the Long Head of the Biceps Brachii. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(3):247–249
31. Groher W, Zenker H (1968) Ergebnisse operativ behandelte proximaler und distaler Bicepssehnenrupturen. *Arch Orthopäd Unfall*, 64(2):186–195
32. Großstück R, Wohlgemuth G, Otto W (2002) Bizepssehnenruptur. *Trauma Berufskrankheit*, 4:59–64
33. Habermeyer P, Kaiser E, Knappe M, Kreusser T, Wiedemann E (1987) Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik der langen Bizepssehne. *Unfallchirurg*, 90(7):319–329
34. Harris A, Bush-Joseph C, Bach Jr B (1990) Massive Heterotopic Ossification After Biceps Tendon Rupture and Tenodesis. *Clin Orthop Relat R*, 255:284–288
35. Healey J, Barton S, Noble P, Kohl 3rd H, Ilahi O (2001) Biomechanical Evaluation of the Origin of the Long Head of the Biceps Tendon. *Arthroscopy*, 17(4):378–382
36. Henning N, Hundshagen W, Opfermann F (1989) Die Versorgung von Bicepssehnenrupturen mit der Schlüssellochplastik. *Beitr Orthop Traumatol*, 36:214–217
37. Hitchcock H, Bechtol C (1948) Painful Shoulder: Observations on the Role of the Tendon of the Long Head of the Biceps Brachii in its Causation. *J Bone Joint Surg*, 30:263–273
38. Itoi E, Kuechle D, Morrey B, An K (1993) Stabilising Function of the Biceps in Stable and Unstable Shoulders. *J Bone Joint Surg*, 75(4):546–550
39. Jayamoorthy T, Field J, Costi J, Martin D, Stanley R, Hearn T (2004) Biceps Tenodesis: A Biomechanical Study of Fixation Methods. *J Shoulder Elb Surg*, 13(2):160–164

40. Jungmichel D, Winzer J, Lippoldt G (1986) Sehnenruptur des M. biceps brachii und deren Behandlung unter besonderer Berücksichtigung der Schlüsselloch-Operation. *Beitr Orthop Traumatol*, 33:226–232
41. Kempf J, Gleyze P, Bonnomet F, Walch G, Mole D, Frank A, Beaufils P, Levigne C, Rio B, Jaffe A (1999) A Multicenter Study of 210 Rotator Cuff Tears Treated by Arthroscopic Acromioplasty. *Arthroscopy*, 15(1):56–66
42. Klepps S, Hazrati Y, Flatow E (2002) Arthroscopic Biceps Tenodesis. *Arthroscopy*, 18(9):1040–1045
43. Klönz A, Reilmann H (2000) Bizepssehne. *Orthopäde*, 29(3):209–215
44. Klönz A, Eggers C, Reilmann H (1998) Proximal and Distal Biceps Tendon Rupture—An Indication for Surgery? *Unfallchirurg*, 101(9):735–739
45. Kohn D, Rose C (1994) Primary Stability of Interference Screw Fixation. Influence of Screw Diameter and Insertion Torque. *Am J Sport Med*, 22(3):334–338
46. Kuhn J, Lindholm S, Huston L, Soslowsky L, Blasier R (2003) Failure of the Biceps Superior Labral Complex: A Cadaveric Biomechanical Investigation Comparing the Late Cocking and Early Deceleration Positions of Throwing. *Arthroscopy*, 19(4):373–379
47. Lo I, Burkhart S (2004) Arthroscopic Biceps Tenodesis Using a Bioabsorbable Interference Screw. *Arthroscopy*, 20(1):85–95
48. Mariani E, Cofield R, Askew L, Li G, Chao E (1988) Rupture of the Tendon of the Long Head of the Biceps Brachii: Surgical Versus Nonsurgical Treatment. *ADVANCES IN* 1988. *Clin Orthop Relat R*, 228:233–239
49. Mazzocca A, Noerdlinger M, Romeo A (2003) Mini Open and Sub Pectoral Bicepsteno-
desis. *Oper Techn Sport Med*, 11(1):24–31
50. Mazzocca A, Bicos J, Santangelo S, Romeo A, Arciero R (2005) The Biomechanical Evaluation of Four Fixation Techniques for Proximal Biceps Tenodesis. *Arthroscopy*, 21(11):1296–1306

51. Murthi A, Vosburgh C, Neviaser T (2000) The Incidence of Pathologic Changes of the Long Head of the Biceps Tendon. *J Shoulder Elbow Surg*, 9(5):382–385
52. Nagarkatti D, McKeon B, Donahue B, Fulkerson J (2001) Mechanical Evaluation of a Soft Tissue Interference Screw in Free Tendon Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation. *Am J Sport Med*, 29(1):67–71
53. Neer C (1972) Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the Shoulder: A Preliminary Report. *J Bone Joint Surg*, 54(1):41–50
54. Nickel R, Schummer A, Seiferle E, *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*. P. Parey Berlin, 1973
55. Nord K, Smith G, Mauck B (2005) Arthroscopic Biceps Tenodesis Using Suture Anchors Through the Subclavian Portal. *Arthroscopy*, 21(2):248–252
56. Nordin M, Frankel V, *Biomechanics of the elbow*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001. 3. Aufl.
57. Osbahr D, Diamond A, Speer K (2002) The Cosmetic Appearance of the Biceps Muscle After Long-Head Tenotomy Versus Tenodesis. *Arthroscopy*, 18(5):483–487
58. Ozalay M, Akpinar S, Karaeminogullari O, Balcik C, Tasci A, Tandogan R, Gecit R (2005) Mechanical Strength of Four Different Biceps Tenodesis Techniques. *Arthroscopy*, 21(8):992–998
59. Pereira D, Kvitne R, Liang M, Giacobetti F, Ebrahimzadeh E (2002) Surgical Repair of Distal Biceps Tendon Ruptures: A Biomechanical Comparison of Two Techniques. *Am J Sport Med*, 30(3):432–436
60. Platzer W, *Taschenatlas der Anatomie*. 1. Bewegungsapparat. Thieme, 2005, 9. Aufl.
61. Post M, Benca P (1989) Primary Tendinitis of the Long Head of the Biceps. *Clin Orthop Relat R*, 246:117–125

62. Richards D, Burkhart S (2004) Arthroscopic-Assisted Biceps Tenodesis for Ruptures of the Long Head of Biceps Brachii: The Cobra Procedure. *Arthroscopy*, 20(6):201–207
63. Richards D, Burkhart S (2005) A Biomechanical Analysis of Two Biceps Tenodesis Fixation Techniques. *Arthroscopy*, 21(7):861–866
64. Robertson D, Daniel D, Biden E (1986) Soft Tissue Fixation to Bone. *Am J Sport Med*, 14(5):398–403
65. Rockwood C, Matsen F, The Biceps Tendon, The Shoulder, Saunders, 2004, Kap. 19. 3. Aufl.
66. Romeo A, Mazzocca A, Tauro J (2004) Arthroscopic Biceps Tenodesis. *Arthroscopy*, 20(2):206–213
67. Rossouw D, McElroy B, Amis A, Emery R (1997) A Biomechanical Evaluation of Suture Anchors in Repair of the Rotator Cuff. *J Bone Joint Surg*, 79(3):458–461
68. Rupp S, Krauss P, Fritsch E (1997) Fixation Strength of a Biodegradable Interference Screw and a Press-Fit Technique in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a BPTB Graft. *Arthroscopy*, 13(1):61–65
69. Seil R, Rupp S, Krauss P, Benz A, Kohn D (1998) Comparison of Initial Fixation Strength Between Biodegradable and Metallic Interference Screws and a Press-Fit Fixation Technique in a Porcine Model. *Am J Sport Med*, 26(6):815–819
70. Sekiya L, Elkousy H, Rodosky M (2003) Arthroscopic Biceps Tenodesis Using the Percutaneous Intra-articular Transtendon Technique. *Arthroscopy*, 19(10):1137–1141
71. Sennerich T, Ahlers J, Ritter G, Schneider C, Nix W (1991) Diagnostik, Therapie und Ergebnisse nach Bizepssehnenrupturen. *Unfallchirurg*, 94(4):176–181
72. Sethi N, Wright R, Yamaguchi K (1999) Disorders of the Long Head of the Biceps Tendon. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(6):644–654
73. Sobotta J (Hg.), Atlas der Anatomie des Menschen. Urban & Fischer, 2005, 21. Aufl.

74. Stadelmaier D, Lowe W, Ilahi O, Noble P, Kohl III H (1999) Cyclic Pull-Out Strength of Hamstring Tendon Graft Fixation with Soft Tissue Interference Screws: Influence of Screw Length. *Am J Sport Med*, 27(6):778–783
75. Steiner M, Hecker A, Brown Jr C, Hayes W (1994) Anterior Cruciate Ligament Graft Fixation. Comparison of Hamstring and Patellar Tendon Grafts. *Am J Sport Med*, 22(2):240–247
76. Theermann R, Krüger-Franke M, Refior H (1992) Ergebnisse der operativen Therapie der proximalen Bizepssehnenruptur. *Aktuel Traumatol*, 22:203–208
77. Weiler A, Windhagen H, Raschke M, Laumeier A, Hoffmann R (1998) Biodegradable Interference Screw Fixation Exhibits Pull-Out Force and Stiffness Similar to Titanium Screws. *Am J Sport Med*, 26(1):119–128
78. Weiler A, Hoffmann R, Siepe C, Kolbeck S, Sudkamp N (2000) The Influence of Screw Geometry on Hamstring Tendon Interference Fit Fixation. *Am J Sport Med*, 28(3):356–359
79. Wiley W, Meyers J, Weber S, Pearson S (2004) Arthroscopic Assisted Mini-Open Biceps Tenodesis: Surgical Technique. *Arthroscopy*, 20(4):444–446
80. Wirth C, Keyl W (1980) Ruptur der langen Bizepssehne: konservative oder operative Therapie. *Z Orthop*, 118:564–565
81. Wolf R, Zheng N, Weichel D (2005) Long Head Biceps Tenotomy Versus Tenodesis: A Cadaveric Biomechanical Analysis. *Arthroscopy*, 21(2):182–185
82. Zimmer-Amrhein S, Meissner A, Niemann C, Rahmanzadeh R (1996) Langzeitergebnisse nach operativer und konservativer Behandlung von Rupturen der langen Bizepssehne. *Zbl Chir*, 121:394–400

8. Autoren- / Mitautorenschaft

- Biomechanische Untersuchung verschiedener Techniken der Tenodese der langen Sehne des M. biceps brachii
Eckert J, Kusma M, Dienst M, Lorbach O, Kohn D
55. Jahrestagung Norddeutsche Orthopädenvereinigung e.V. (NOV), Hamburg, 15.–17. Juni 2006.
- Biomechanische Untersuchung verschiedener Techniken der Tenodese der langen Sehne des M. biceps brachii
Kusma M, Dienst M, **Eckert J**, Lorbach O, Kohn D
13. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V., Wildbad Kreuth, 23.–24. Juni 2006.
- Biomechanische Untersuchung verschiedener Techniken der Tenodese der langen Sehne des M. biceps brachii
Kusma M, Dienst M, **Eckert J**, Lorbach O, Kohn D
23. Kongress der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA), Salzburg, 29.–30. September 2006.
- Biomechanische Untersuchung verschiedener Techniken der Tenodese der langen Sehne des M. biceps brachii
Kusma M, Dienst M, **Eckert J**, Kohn D
Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 70. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 92. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und 47. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie, Berlin, 02.–06. Oktober 2006.

- Arthroskopische und offene Techniken der Tenodese der langen Bizepssehne
Kusma M, Dienst M, **Eckert J**, Lorbach O, Kohn D
Obere Extremität 2(3):124–129, 2007.
- Tenodesis of the Long Head of Biceps Brachii – Cyclic Testing of 5 Methods of Fixation
in a Porcine Model
Kusma M, Dienst M, **Eckert J**, Lorbach O, Kohn D
eingereicht, 2007.

9. Perthes-Preis 2006

Die Ergebnisse dieser Studie wurden unter dem Titel

*Tenodesis of the long head of biceps brachii -
Cyclic testing of 5 methods of fixation in a porcine model*

mit dem Perthes-Preis 2006 der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V. ausgezeichnet.

10. Dank

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Hier ist zuerst mein Doktorvater Professor Dr. med. Dieter Kohn zu nennen, dem ich sehr für die Überlassung des Themas meiner Doktorarbeit danke. Er hat diese Arbeit mit seinen Ideen, seiner Geduld und Erfahrung immer wieder vorangetrieben und hatte stets ein offenes Ohr für alle anfallenden Probleme. Ebenso bin ich sehr dankbar für die Möglichkeit, die Ergebnisse dieser Arbeit auf der 55. Jahrestagung der Norddeutschen Orthopädenvereinigung in Hamburg präsentieren zu können.

Herrn Dr. med. Matthias Kusma bin ich zu großem Dank verpflichtet für seine gute Betreuung, die anregenden Diskussionen und wertvollen Kritiken, sogar noch vom anderen Ende der Welt. Er hat mich mit sehr viel Geduld in die Arbeit im biomechanischen Labor eingeführt, mir die verschiedenen OP-Techniken vorgeführt und jedes Wort meiner Dissertation mehrfach Korrektur gelesen.

Bei Herrn Dr. sc. hum. Jochem König möchte ich mich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung meiner ganzen Daten bedanken.

Die Firma Hans Kerth in Homburg unterstützte mich durch das Anfertigen zweier Stahlrahmen, die zur Halterung der Knochen während der Messungen dienten.

Den Mitarbeitern des Schlachthofs in Zweibrücken danke ich für die Bereitstellung der tierischen Präparate.

Ebenso möchte ich mich bei meiner Freundin und Kommilitonin Christine Schwender bedanken. Sie hat oft mit mir über die Arbeit diskutiert, hat mich während meiner Messungen in Vorlesungen vertreten, und hat mit mir im Labor auf Klausuren gelernt.

Der größte Dank kommt allerdings meiner Familie zu, allen voran meinem Freund Hubert. Er hat mehr als ich an den Erfolg dieser Arbeit geglaubt, mich aufgebaut, als ich verzweifelt war und mir stets den Rücken freigehalten. Von dem Moment an, als ich mich für diese Arbeit entschieden habe, hat er mich begleitet und mir geholfen: Er ist mit mir zum Schlachthof gefahren, hat Stunden mit mir im Labor verbracht, er hat mir die Statistik erklärt, mir bei den Diagrammen geholfen, meine Beziehung zum Computer wiederhergestellt, mit viel Geduld über Formulierungen diskutiert und immer wieder Korrektur gelesen. Ohne ihn wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ebenso bedanke ich mich bei meinen Eltern und meinen Schwestern Eva und Anna. Sie waren wesentlich daran beteiligt, dass ich mich für diese Arbeit entschieden habe. In vielen Gesprächen haben sie sich über den Stand meiner Arbeit informiert und mir stets Mut zugesprochen.

11. Lebenslauf

Persönliche Daten

Judith Gertrud Eckert

Nußbaumstraße 57

66121 Saarbrücken

Tel.: (06 81) 81 44 41

E-Mail: eckert.judith@gmx.de

Geb. am 11.03. 1982 in Saarbrücken

Ledig, deutsch

Schulbildung

09/1988–08/1992 Grundschule Eschberg, Saarbrücken

09/1992–04/2001 Deutsch-Französisches Gymnasium, Saarbrücken

Praktikum

08/2001–10/2001 Pflegepraktikum am Klinikum Saarbrücken gGmbH, Saarbrücken

Studium

10/2001– Studium der Humanmedizin an der Universität des Saarlandes

Famulaturen

08/2004 Famulatur Chirurgie - Unfallchirurgie, EVK Saarbrücken

09/2004 Famulatur Gynäkologie, Klinikum Saarbrücken gGmbH

11. Lebenslauf

- 08/2005 Famulatur Orthopädie und orthopädische Chirurgie,
 Universitätsklinik Homburg
- 08/2006 Famulatur in der Praxis für Radiologie und Nuklearmedizin,
 Saarbrücken

Stipendium

- 10/2002– Förderung durch die Konrad-Adenauer-Stiftung

Sprachenkenntnisse

Deutsch, Englisch, Französisch

A. Zyklische Belastung

A.1. Tabelle

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
1	2,63	1,22	1,61	0,49	1,78	1,01	1,34	0,68	0,97	0,35
2	4,80	2,14	2,87	0,89	3,14	1,97	2,32	1,14	1,73	0,70
3	5,16	2,18	3,20	0,97	3,35	2,08	2,53	1,20	1,86	0,76
4	5,39	2,25	3,42	1,00	3,50	2,16	2,64	1,23	1,96	0,79
5	5,57	2,31	3,60	1,03	3,65	2,26	2,75	1,30	2,05	0,83
6	5,70	2,36	3,71	1,04	3,77	2,38	2,81	1,27	2,11	0,86
7	5,84	2,38	3,79	1,05	3,86	2,42	2,86	1,29	2,18	0,89
8	5,94	2,41	3,87	1,06	3,94	2,47	2,92	1,31	2,23	0,91
9	6,05	2,45	3,97	1,10	4,01	2,51	2,96	1,32	2,28	0,93
10	6,12	2,47	4,06	1,13	4,07	2,54	2,99	1,34	2,33	0,96
11	6,22	2,50	4,12	1,13	4,14	2,59	3,02	1,34	2,37	0,97
12	6,29	2,52	4,20	1,14	4,18	2,62	3,05	1,38	2,41	0,99
13	6,34	2,52	4,25	1,12	4,23	2,64	3,10	1,33	2,44	1,01
14	6,40	2,55	4,29	1,15	4,27	2,65	3,11	1,35	2,49	1,02
15	6,46	2,57	4,35	1,15	4,31	2,66	3,12	1,38	2,52	1,04
16	6,52	2,57	4,40	1,14	4,35	2,66	3,15	1,38	2,55	1,05
17	6,57	2,60	4,44	1,13	4,38	2,68	3,18	1,37	2,58	1,06

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
18	6,64	2,62	4,49	1,13	4,42	2,73	3,19	1,39	2,62	1,07
19	6,68	2,63	4,57	1,16	4,46	2,72	3,20	1,40	2,64	1,08
20	6,71	2,66	4,63	1,18	4,48	2,73	3,21	1,40	2,67	1,09
21	6,75	2,65	4,71	1,23	4,51	2,75	3,23	1,45	2,70	1,10
22	6,79	2,66	4,76	1,21	4,54	2,77	3,27	1,38	2,72	1,12
23	6,83	2,67	4,78	1,22	4,56	2,76	3,29	1,38	2,75	1,13
24	6,87	2,68	4,88	1,25	4,59	2,78	3,29	1,40	2,78	1,13
25	6,90	2,68	4,88	1,23	4,62	2,80	3,31	1,40	2,80	1,14
26	6,91	2,69	5,03	1,28	4,66	2,81	3,33	1,38	2,82	1,15
27	6,96	2,69	5,06	1,28	4,68	2,82	3,36	1,37	2,84	1,14
28	6,98	2,69	5,03	1,22	4,69	2,83	3,37	1,39	2,86	1,16
29	7,01	2,71	5,15	1,30	4,72	2,84	3,38	1,38	2,89	1,17
30	7,04	2,71	5,21	1,31	4,74	2,85	3,41	1,40	2,91	1,19
31	7,08	2,72	5,25	1,29	4,77	2,88	3,41	1,41	2,94	1,19
32	7,10	2,72	5,27	1,30	4,79	2,88	3,41	1,46	2,96	1,20
33	7,13	2,72	5,31	1,29	4,81	2,89	3,43	1,45	2,97	1,21
34	7,17	2,75	5,33	1,32	4,83	2,89	3,43	1,41	3,00	1,22
35	7,22	2,77	5,39	1,30	4,84	2,90	3,47	1,41	3,01	1,22
36	7,28	2,78	5,41	1,32	4,85	2,90	3,48	1,43	3,03	1,22
37	7,30	2,77	5,44	1,31	4,87	2,91	3,49	1,41	3,05	1,23
38	7,34	2,79	5,47	1,34	4,89	2,92	3,46	1,44	3,07	1,24
39	7,42	2,72	5,52	1,35	4,90	2,92	3,49	1,44	3,09	1,25
40	7,44	2,74	5,53	1,32	4,90	2,96	3,50	1,44	3,09	1,25
41	7,45	2,75	5,52	1,32	4,94	2,97	3,50	1,44	3,12	1,27
42	7,46	2,76	5,55	1,31	4,96	2,98	3,51	1,45	3,13	1,27

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
43	7,49	2,76	5,57	1,32	4,98	2,99	3,52	1,43	3,14	1,28
44	7,65	2,62	5,60	1,32	4,99	2,99	3,55	1,41	3,15	1,28
45	7,52	2,78	5,62	1,32	5,00	2,99	3,54	1,44	3,18	1,28
46	7,53	2,77	5,65	1,33	5,01	2,99	3,54	1,42	3,19	1,30
47	7,54	2,79	5,69	1,31	5,02	3,00	3,56	1,42	3,20	1,30
48	7,55	2,79	5,71	1,31	5,03	3,00	3,56	1,44	3,21	1,30
49	7,58	2,78	5,75	1,34	5,05	3,01	3,59	1,41	3,23	1,31
50	7,59	2,79	5,74	1,28	5,06	3,01	3,58	1,41	3,24	1,32
51	7,60	2,80	5,80	1,34	5,07	3,02	3,61	1,38	3,26	1,32
52	7,62	2,80	5,82	1,35	5,08	3,02	3,57	1,43	3,27	1,32
53	7,63	2,80	5,81	1,33	5,10	3,02	3,59	1,41	3,28	1,33
54	7,65	2,80	5,86	1,32	5,11	3,03	3,61	1,42	3,29	1,34
55	7,66	2,80	5,88	1,33	5,13	3,04	3,59	1,45	3,30	1,34
56	7,67	2,81	5,88	1,30	5,14	3,04	3,64	1,41	3,32	1,35
57	7,76	2,72	5,90	1,30	5,16	3,07	3,62	1,42	3,33	1,36
58	7,71	2,84	5,92	1,30	5,17	3,07	3,62	1,42	3,34	1,34
59	7,72	2,83	5,94	1,28	5,18	3,08	3,62	1,42	3,35	1,35
60	7,73	2,83	5,94	1,29	5,19	3,08	3,63	1,42	3,36	1,37
61	7,75	2,82	5,95	1,27	5,20	3,08	3,66	1,41	3,37	1,37
62	7,82	2,77	6,02	1,29	5,22	3,09	3,68	1,38	3,38	1,37
63	7,83	2,77	6,01	1,28	5,22	3,09	3,66	1,42	3,39	1,37
64	7,85	2,77	6,02	1,26	5,23	3,09	3,65	1,43	3,40	1,38
65	7,88	2,77	6,05	1,28	5,23	3,07	3,67	1,41	3,41	1,38
66	7,87	2,78	6,05	1,26	5,24	3,08	3,68	1,40	3,41	1,39
67	7,90	2,80	6,08	1,25	5,25	3,08	3,71	1,38	3,43	1,39

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
68	7,91	2,79	6,13	1,29	5,25	3,08	3,73	1,37	3,44	1,39
69	7,91	2,80	6,17	1,29	5,26	3,08	3,71	1,40	3,45	1,39
70	7,92	2,81	6,16	1,27	5,27	3,09	3,72	1,37	3,46	1,39
71	7,93	2,80	6,19	1,29	5,28	3,09	3,74	1,38	3,47	1,40
72	7,94	2,80	6,22	1,29	5,29	3,09	3,74	1,38	3,48	1,41
73	7,95	2,81	6,20	1,29	5,30	3,10	3,75	1,37	3,49	1,41
74	7,97	2,82	6,25	1,29	5,31	3,10	3,73	1,39	3,49	1,41
75	7,97	2,81	6,25	1,28	5,32	3,10	3,76	1,38	3,50	1,42
76	7,99	2,81	6,30	1,28	5,33	3,11	3,75	1,40	3,52	1,41
77	8,00	2,83	6,28	1,27	5,33	3,10	3,78	1,37	3,53	1,42
78	8,01	2,82	6,32	1,31	5,34	3,11	3,78	1,38	3,53	1,43
79	8,02	2,82	6,37	1,34	5,35	3,11	3,75	1,39	3,54	1,43
80	8,03	2,83	6,37	1,33	5,35	3,11	3,78	1,37	3,55	1,43
81	8,03	2,83	6,38	1,31	5,36	3,11	3,78	1,37	3,56	1,44
82	8,04	2,84	6,39	1,33	5,36	3,11	3,80	1,39	3,57	1,44
83	8,06	2,84	6,39	1,32	5,38	3,12	3,82	1,36	3,58	1,46
84	8,06	2,85	6,43	1,36	5,37	3,12	3,81	1,36	3,59	1,46
85	8,07	2,85	6,43	1,33	5,39	3,13	3,81	1,37	3,62	1,47
86	8,08	2,85	6,47	1,33	5,40	3,12	3,80	1,39	3,62	1,47
87	8,09	2,84	6,48	1,34	5,40	3,12	3,81	1,38	3,63	1,47
88	8,10	2,85	6,56	1,40	5,41	3,13	3,81	1,41	3,64	1,48
89	8,09	2,83	6,56	1,40	5,41	3,13	3,81	1,38	3,65	1,48
90	8,10	2,86	6,58	1,41	5,41	3,14	3,84	1,37	3,66	1,49
91	8,12	2,85	6,58	1,40	5,42	3,14	3,86	1,39	3,66	1,49
92	8,12	2,85	6,61	1,41	5,42	3,14	3,84	1,40	3,67	1,50

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
93	8,12	2,84	6,62	1,41	5,43	3,14	3,86	1,38	3,68	1,50
94	8,14	2,86	6,66	1,44	5,43	3,14	3,86	1,40	3,68	1,50
95	8,15	2,87	6,65	1,41	5,44	3,15	3,86	1,41	3,69	1,51
96	8,14	2,85	6,65	1,42	5,47	3,15	3,86	1,38	3,70	1,52
97	8,14	2,85	6,67	1,43	5,48	3,15	3,88	1,40	3,74	1,53
98	8,18	2,87	6,67	1,41	5,48	3,15	3,84	1,43	3,74	1,53
99	8,19	2,87	6,69	1,40	5,49	3,15	3,88	1,40	3,75	1,54
100	8,19	2,87	6,71	1,42	5,49	3,16	3,85	1,43	3,76	1,53
101	8,20	2,87	6,74	1,42	5,50	3,15	3,87	1,41	3,77	1,54
102	8,20	2,87	6,75	1,43	5,50	3,16	3,88	1,41	3,77	1,54
103	8,21	2,87	6,74	1,43	5,51	3,16	3,86	1,43	3,78	1,55
104	8,21	2,88	6,74	1,42	5,51	3,16	3,88	1,41	3,79	1,55
105	8,23	2,88	6,77	1,43	5,51	3,16	3,89	1,41	3,79	1,55
106	8,23	2,89	6,79	1,45	5,53	3,16	3,90	1,40	3,80	1,56
107	8,24	2,89	6,79	1,44	5,53	3,17	3,89	1,42	3,81	1,56
108	8,25	2,89	6,80	1,43	5,53	3,17	3,89	1,41	3,82	1,57
109	8,26	2,90	6,81	1,43	5,54	3,17	3,90	1,41	3,83	1,58
110	8,26	2,88	6,84	1,45	5,54	3,17	3,90	1,43	3,84	1,59
111	8,27	2,90	6,86	1,45	5,53	3,16	3,91	1,40	3,85	1,59
112	8,28	2,89	6,86	1,46	5,55	3,17	3,91	1,42	3,85	1,60
113	8,28	2,89	6,85	1,42	5,57	3,18	3,92	1,40	3,86	1,60
114	8,28	2,89	6,86	1,43	5,57	3,18	3,92	1,42	3,86	1,61
115	8,29	2,89	6,88	1,44	5,57	3,18	3,91	1,43	3,87	1,62
116	8,30	2,89	6,87	1,44	5,57	3,18	3,91	1,45	3,87	1,62
117	8,30	2,89	6,87	1,41	5,58	3,19	3,92	1,42	3,89	1,62

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
118	8,31	2,90	6,92	1,44	5,57	3,18	3,91	1,44	3,89	1,62
119	8,31	2,90	6,92	1,43	5,59	3,19	3,93	1,41	3,90	1,63
120	8,31	2,90	6,91	1,43	5,60	3,19	3,94	1,41	3,90	1,63
121	8,33	2,90	6,92	1,43	5,60	3,19	3,92	1,42	3,91	1,63
122	8,34	2,90	6,92	1,44	5,59	3,19	3,93	1,44	3,92	1,63
123	8,33	2,90	6,94	1,44	5,60	3,19	3,93	1,45	3,92	1,64
124	8,34	2,91	6,92	1,40	5,60	3,20	3,92	1,44	3,93	1,64
125	8,34	2,91	6,92	1,41	5,61	3,19	3,94	1,45	3,94	1,66
126	8,35	2,90	6,95	1,47	5,61	3,19	3,93	1,45	3,96	1,66
127	8,36	2,90	6,94	1,41	5,62	3,20	3,96	1,42	3,96	1,66
128	8,36	2,92	6,98	1,46	5,63	3,20	3,95	1,43	3,96	1,66
129	8,36	2,91	6,99	1,47	5,64	3,20	3,94	1,42	3,97	1,66
130	8,37	2,91	7,04	1,48	5,64	3,20	3,96	1,41	3,98	1,68
131	8,39	2,91	7,01	1,47	5,65	3,20	3,95	1,42	3,98	1,67
132	8,38	2,91	7,02	1,47	5,67	3,21	3,97	1,41	3,98	1,67
133	8,40	2,91	7,06	1,49	5,66	3,21	3,96	1,44	4,00	1,68
134	8,40	2,92	7,05	1,48	5,66	3,20	3,98	1,42	4,00	1,68
135	8,41	2,93	7,04	1,46	5,67	3,21	3,97	1,41	4,00	1,68
136	8,41	2,92	7,05	1,48	5,67	3,20	3,99	1,40	4,02	1,69
137	8,41	2,92	7,08	1,47	5,68	3,21	3,97	1,43	4,02	1,69
138	8,40	2,91	7,07	1,47	5,67	3,20	3,98	1,39	4,03	1,69
139	8,43	2,93	7,10	1,48	5,68	3,21	4,00	1,41	4,02	1,69
140	8,43	2,92	7,09	1,45	5,68	3,21	4,01	1,39	4,03	1,71
141	8,43	2,93	7,15	1,49	5,69	3,21	4,00	1,42	4,03	1,70
142	8,42	2,93	7,11	1,45	5,69	3,21	4,00	1,39	4,04	1,71

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
143	8,45	2,91	7,12	1,45	5,70	3,22	4,02	1,40	4,05	1,71
144	8,45	2,93	7,12	1,46	5,70	3,22	4,00	1,40	4,05	1,71
145	8,45	2,93	7,14	1,47	5,71	3,22	4,02	1,40	4,06	1,72
146	8,46	2,94	7,15	1,47	5,71	3,21	4,04	1,39	4,06	1,72
147	8,47	2,92	7,18	1,47	5,71	3,22	4,05	1,36	4,07	1,72
148	8,47	2,94	7,18	1,48	5,72	3,22	4,06	1,36	4,07	1,73
149	8,47	2,92	7,16	1,45	5,72	3,22	4,07	1,37	4,08	1,74
150	8,47	2,93	7,15	1,45	5,72	3,21	4,06	1,36	4,08	1,73
151	8,49	2,93	7,18	1,45	5,73	3,22	4,05	1,36	4,09	1,74
152	8,48	2,93	7,18	1,45	5,73	3,22	4,06	1,37	4,10	1,74
153	8,50	2,94	7,18	1,45	5,74	3,23	4,05	1,38	4,10	1,75
154	8,50	2,93	7,18	1,47	5,74	3,22	4,06	1,37	4,11	1,75
155	8,50	2,93	7,23	1,48	5,74	3,22	4,07	1,37	4,12	1,74
156	8,50	2,94	7,24	1,48	5,74	3,23	4,09	1,36	4,11	1,75
157	8,51	2,93	7,23	1,44	5,75	3,22	4,08	1,35	4,11	1,75
158	8,52	2,94	7,25	1,47	5,76	3,22	4,07	1,38	4,12	1,76
159	8,52	2,94	7,24	1,47	5,76	3,23	4,07	1,39	4,12	1,76
160	8,53	2,94	7,27	1,49	5,77	3,24	4,06	1,40	4,13	1,75
161	8,53	2,94	7,29	1,48	5,78	3,25	4,08	1,38	4,13	1,76
162	8,54	2,93	7,28	1,47	5,78	3,25	4,10	1,39	4,15	1,77
163	8,55	2,94	7,26	1,45	5,79	3,25	4,09	1,39	4,15	1,77
164	8,55	2,94	7,27	1,47	5,79	3,25	4,09	1,38	4,15	1,77
165	8,55	2,96	7,28	1,47	5,79	3,24	4,08	1,37	4,26	1,85
166	8,55	2,95	7,33	1,49	5,80	3,25	4,10	1,36	4,27	1,84
167	8,55	2,96	7,33	1,48	5,79	3,25	4,14	1,38	4,28	1,85

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
168	8,56	2,94	7,34	1,47	5,79	3,25	4,12	1,37	4,28	1,86
169	8,56	2,95	7,32	1,47	5,80	3,27	4,12	1,40	4,29	1,84
170	8,58	2,97	7,34	1,47	5,80	3,25	4,12	1,37	4,29	1,86
171	8,58	2,95	7,38	1,51	5,81	3,27	4,13	1,37	4,29	1,86
172	8,58	2,96	7,35	1,49	5,82	3,26	4,13	1,36	4,30	1,86
173	8,57	2,96	7,34	1,47	5,82	3,26	4,12	1,36	4,31	1,87
174	8,59	2,96	7,37	1,49	5,82	3,26	4,12	1,38	4,31	1,87
175	8,59	2,96	7,36	1,48	5,82	3,26	4,12	1,37	4,32	1,89
176	8,59	2,96	7,34	1,46	5,82	3,26	4,14	1,38	4,33	1,88
177	8,59	2,97	7,38	1,47	5,83	3,27	4,13	1,37	4,33	1,89
178	8,61	2,96	7,41	1,47	5,82	3,25	4,16	1,39	4,33	1,88
179	8,61	2,97	7,42	1,47	5,85	3,28	4,16	1,36	4,34	1,88
180	8,60	2,96	7,42	1,48	5,87	3,29	4,14	1,38	4,34	1,89
181	8,61	2,97	7,41	1,48	5,87	3,28	4,18	1,40	4,35	1,89
182	8,61	2,97	7,45	1,49	5,84	3,26	4,18	1,43	4,36	1,90
183	8,61	2,96	7,45	1,50	5,86	3,28	4,19	1,46	4,37	1,91
184	8,62	2,96	7,43	1,48	5,85	3,27	4,19	1,39	4,38	1,91
185	8,62	2,96	7,43	1,47	5,86	3,27	4,20	1,46	4,39	1,91
186	8,62	2,97	7,44	1,46	5,88	3,29	4,23	1,46	4,39	1,90
187	8,62	2,97	7,44	1,47	5,87	3,28	4,21	1,39	4,39	1,91
188	8,62	2,98	7,50	1,49	5,87	3,28	4,23	1,43	4,40	1,91
189	8,63	2,97	7,48	1,48	5,88	3,28	4,21	1,45	4,41	1,91
190	8,64	2,97	7,48	1,48	5,87	3,27	4,23	1,46	4,42	1,92
191	8,64	2,96	7,49	1,47	5,88	3,28	4,26	1,45	4,42	1,92
192	8,64	2,99	7,50	1,44	5,89	3,29	4,24	1,42	4,43	1,93

A. Zyklische Belastung

Tab. A.1.: Vergleich der zyklischen Dislokation [mm] der verschiedenen Techniken. Post=transossärer Tunnel, SL=Schlüsselloch, NA=Nahtanker, IS=Interferenzschraube, US=Unterlegscheibe. MW=Mittelwert, SA=Standardabweichung.

Zyklus	Post MW	Post SA	SL MW	SL SA	NA MW	NA SA	IS MW	IS SA	US MW	US SA
193	8,65	2,98	7,49	1,47	5,88	3,28	4,25	1,43	4,43	1,92
194	8,65	2,98	7,50	1,47	5,89	3,28	4,27	1,43	4,43	1,93
195	8,66	2,98	7,52	1,45	5,90	3,28	4,24	1,40	4,44	1,93
196	8,67	2,98	7,51	1,45	5,90	3,28	4,24	1,39	4,44	1,93
197	8,67	2,98	7,50	1,44	5,90	3,28	4,26	1,46	4,45	1,94
198	8,67	2,98	7,55	1,47	5,91	3,28	4,24	1,44	4,45	1,94
199	8,67	2,98	7,53	1,45	5,91	3,28	4,26	1,43	4,46	1,94
200	8,68	2,99	7,54	1,43	5,91	3,28	4,28	1,44	4,47	1,95

A.2. Graphen

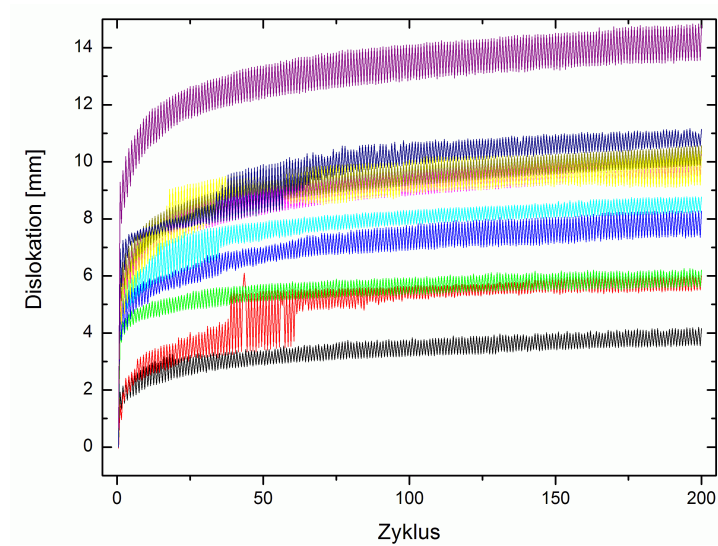


Abb. A.1.: Messkurven der zyklischen Dislokation bei der Transossären Naht nach Post

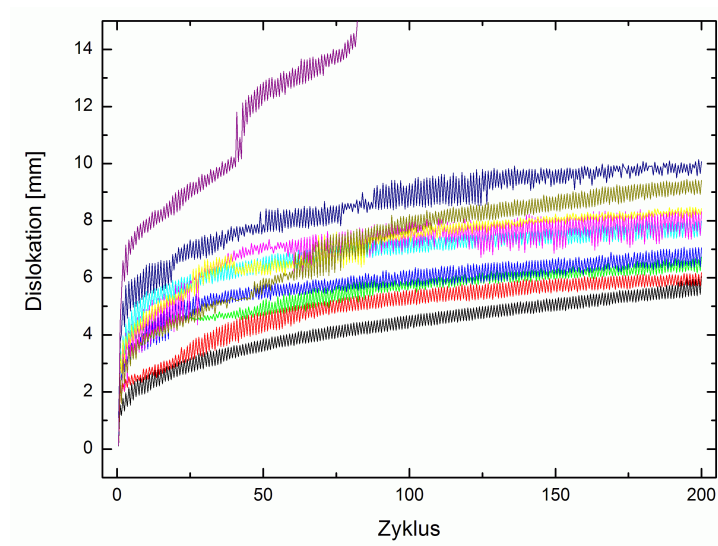


Abb. A.2.: Messkurven der zyklischen Dislokation beim Schlüssellochverfahren

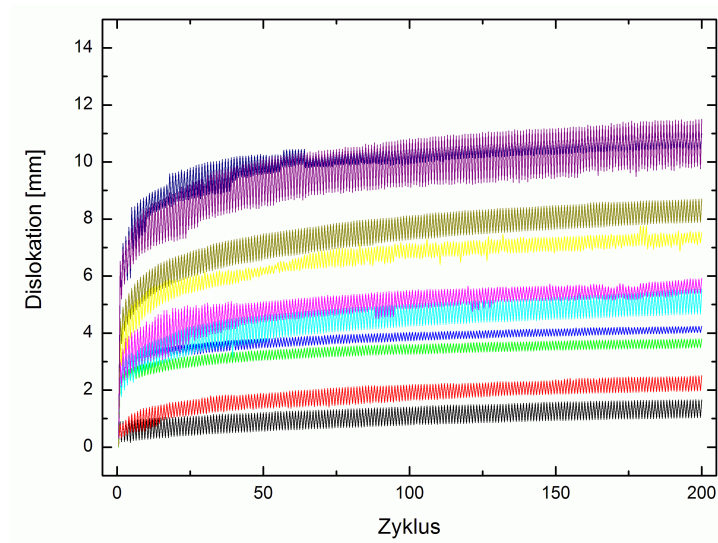


Abb. A.3.: Messkurven der zyklischen Dislokation beim Verfahren mit einem Nahtanker

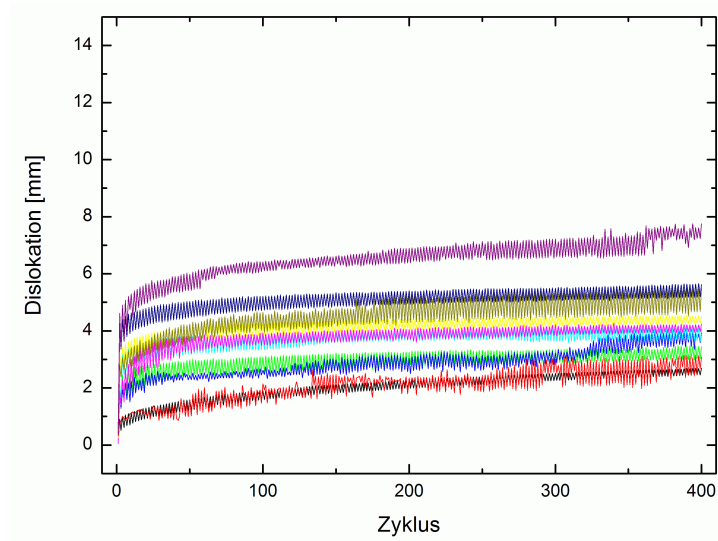


Abb. A.4.: Messkurven der zyklischen Dislokation beim Verfahren mit einer Interferenzschraube

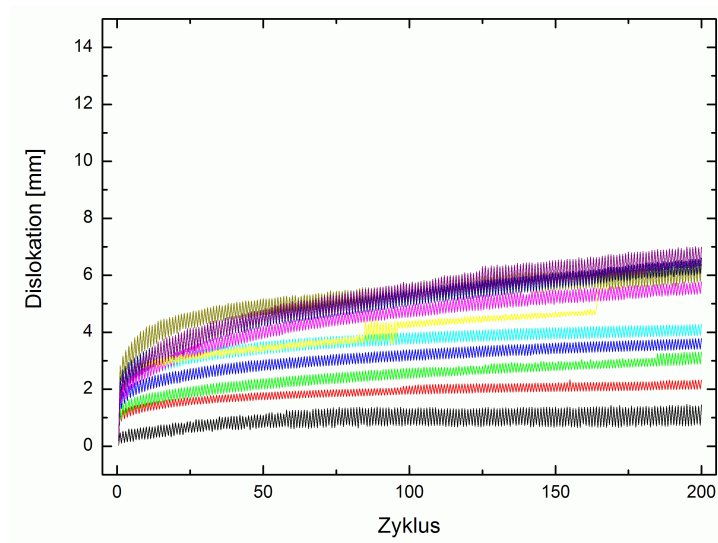


Abb. A.5.: Messkurven der zyklischen Dislokation beim Verfahren mit einer Unterlegscheibe